

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

THÈSE PAR ARTICLES PRÉSENTÉE À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DU DOCTORAT EN GÉNIE
Ph.D.

PAR
Houcine AYARI

EFFET D'UNE EXPOSITION PROLONGÉE AUX VIBRATIONS SUR LES VERTÈBRES
LOMBAIRES DES CHAUFFEURS

MONTREAL, LE 22 DÉCEMBRE 2009

© AYARI Houcine, 2009

CETTE THÈSE A ÉTÉ ÉVALUÉE
PAR UN JURY COMPOSÉ DE

M. Marc Thomas, directeur de thèse
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

Mm. Sylvie Doré, co-directrice de thèse
Doyenne des études à l'École de technologie supérieure

M. Rachid Aissaoui, président du jury
Département de génie de la production à l'École de technologie supérieure

M. Yvan Petit, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Paul Émile Boileau, examinateur externe
Institut de Recherche en Santé et Sécurité du Travail (IRSST-Montréal)

ELLE A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 17/09/2009

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Cette thèse, dirigée par les Professeurs Marc Thomas et Sylvie Doré, a été effectuée au sein de Département de Génie Mécanique de l'École de technologie supérieure, Université de Québec.

J'adresse mes sincères remerciements à Marc Thomas et Sylvie Doré, qui ont tous deux dirigé ce travail avec complémentarité et grande rigueur scientifique. Merci pour leur confiance, pour la liberté et les moyens qu'ils n'ont pas hésité à m'offrir, mais aussi pour leurs conseils, leurs nombreux encouragements et leurs qualités humaines.

Je suis très sensible à l'honneur que me fait le professeur Rachid Aissaoui, Professeur au Département de Génie de la Production de l'École de technologie supérieure, pour avoir accepté de présider le jury.

Mes remerciements vont également à monsieur Yvan Petit, Professeur au Département de Génie Mécanique de l'École de technologie supérieure, pour avoir accepté d'examiner ce travail et de faire partie du jury.

Que monsieur Paul Émile Boileau, chercheur de l'Institut de Recherche en Santé et Sécurité du Travail (IRSST-Montréal), trouve ici l'expression de toute ma gratitude pour avoir accepté d'examiner ce travail, pour l'intérêt qu'il a porté à ce travail et de faire partie du jury. Je remercie aussi l'IRSST qui m'a soutenu financièrement en m'accordant une bourse d'études.

Je remercie vivement mes collègues à l'ETS, ainsi que mes collègues chercheurs au laboratoire de Biomécanique de l'Institut Orthopédique MT. Kassab de Tunis, Tunisie, et en particulier Dr K. Jendoubi.

Je dédie cette thèse à mon père qui nous a malheureusement quitté et à ma très chère mère, que Dieu tout puissant lui prête longue vie et bonne santé. Je dédie ce travail aussi à ma famille, de Tunisie, qui m'a énormément soutenu.

Je tiens à dire un grand merci à mon épouse, pour les sacrifices surhumains qu'elle a consentis durant toute la durée de cette thèse. L'ampleur de sa contribution dépasse largement ce qui aurait dû être. Je lui en suis très reconnaissant. Je remercie tout autant mes frères et sœurs pour leur appui infini qui m'ont soutenu surtout moralement dans l'accomplissement de ce travail.

Enfin, mes remerciements à tous mes amis qui m'ont soutenu et encouragé de près ou de loin, pour finaliser ce travail.

À Yahia et Taha mes enfants adorées....

Je dédie cette thèse

EFFET D'UNE EXPOSITION PROLONGÉE AUX VIBRATIONS SUR LES VERTÈBRES LOMBAIRES DES CHAUFFEURS

RÉSUMÉ

L'imposition de vibrations à l'ensemble du corps humain peut être une source d'inconfort ou de dommages pour la santé, selon l'amplitude, la fréquence, la durée d'exposition, le type d'ossature, la densité osseuse, le poids corporel et la posture. La littérature fait état de multiples causes pouvant déclencher des problèmes de maux de dos. De nombreuses études font mention que ces problèmes sont constatés, entre autre, parmi une population exposée, à long terme, à des charges vibratoires dans le transport (tracteurs, camions, autobus, métro, autres véhicules industriels, etc.). Il existe deux courants de pensée non exhaustifs en ce qui a trait aux maux de dos provenant possiblement des vibrations : l'hypothèse que ces maux sont dus aux lésions des tissus mous (disque, muscles) et l'hypothèse qu'ils sont dus aux dommages des os. La plupart des recherches expérimentales ont montré que, sous un chargement dynamique compressif, les dommages apparaissent le plus souvent au niveau du corps vertébral. En effet, l'exposition du rachis lombaire aux vibrations mécaniques, notamment chez les conducteurs, sollicite la partie lombaire à la compression simple; un tel chargement minimise les lésions discales puisque différentes modélisations des effets mécaniques sur le disque intervertébral ont permis de conclure que l'hernie discale se produit principalement sous l'effet d'efforts de torsion ou d'efforts de flexion couplés à des efforts d'inclinaison latérale. Les contraintes dynamiques générées peuvent être à l'origine d'apparition et de cumul de micro-fissures dans l'os spongieux ainsi que dans les plateaux cartilagineux (conduisant au dommage par fatigue des os) et ceci malgré le potentiel de remodelage de l'os.

Avec l'hypothèse que les maux de dos chez les conducteurs proviennent essentiellement des dommages des os, une recherche a été effectuée dans le but de déterminer les limites d'exposition aux vibrations à long terme. Nous avons développé deux modèles, l'un statistique et l'autre paramétrique par éléments finis pour étudier les effets des vibrations sur les vertèbres du rachis lombaire des conducteurs.

Une analyse statistique a démontré que, du fait de l'inhomogénéité densimétrique et structurale des vertèbres entre les individus et du fait que la résistance osseuse dépend de la densité osseuse et de la continuité du réseau trabéculaire qui change avec l'âge, on ne peut pas considérer que le comportement en fatigue des vertèbres dépende uniquement de l'excitation appliquée. Basé sur les résultats de tests de fatigue publiés, un modèle statistique reliant la contrainte appliquée, l'âge et la densité osseuse au nombre de cycles à la rupture des vertèbres a été développé. Cette étude a justifié l'hypothèse que la densité osseuse et l'âge, outre la contrainte appliquée, ont un effet sur la fatigue du rachis. Aussi, ce modèle a amélioré la prédiction de la durée de vie des vertèbres testées dont le coefficient de détermination R^2 a monté de 20% à 70%.

Un modèle paramétrique par éléments finis des vertèbres du rachis, développé dans le cadre de cette thèse, a permis, dans un premier volet, de calculer les fréquences et les modes propres de l'unité vertébrale et du rachis et d'évaluer l'état de contraintes pour différents niveaux d'accélération, correspondant à l'excitation de la route. Dans un deuxième volet, une étude de l'influence des paramètres: posture, corpulence, densité apparente de l'os spongieux, aire des vertèbres, taux d'amortissement du disque intervertébral, poids des individus et amplitude de l'accélération du siège à la résonance des vertèbres sur un facteur risque de dommage (FRD), développé par nos soins, a été réalisée, selon la méthode des plans d'expériences. L'effet de l'âge a été considéré comme représentant une diminution de la densité osseuse et du taux d'amortissement des disques intervertébraux. Une limite de 30% du FRD a été considérée comme critique afin de considérer l'effet de fatigue à long terme. L'effet de la densité osseuse, de l'amortissement et du poids des individus a été mis en évidence. Finalement, un modèle de prédiction de la durée de vie des vertèbres du rachis en a résulté. Une analyse de fatigue a démontré qu'une accélération de 2 m/s^2 , correspondant à la limite de 30%, pouvait être considérée comme une limite à ne pas dépasser pour éviter le risque de dommage.

Par ce travail, nous avons mis en évidence que le risque de fracture par fatigue peut être observé sur les plateaux cartilagineux et sur l'os spongieux. Le modèle de fatigue peut être

utilisé comme un outil prédictif pour calculer le risque encouru dans les vertèbres lorsqu'un chauffeur est soumis à des vibrations verticales en position assise. Cependant, ce modèle de fatigue n'a pu être validé pour les basses amplitudes de vibration (fatigue par endurance) vu le manque de données dans la littérature sur la limite d'endurance des vertèbres du rachis.

ADVERSE HEALTH EFFECTS TO LONG TERM WHOLE-BODY VIBRATION EXPOSURE

ABSTRACT

The objective of this study is to describe a method in order to evaluate the long term exposure limits to continuous Whole-Body Vibration (WBV) before the occurrence of fatigue failure, especially in the case of harmonic and random excitations. The human exposure to Whole Body Vibration could cause discomfort, damage and adverse health effects, depending on the amplitude, frequency, duration of exposure, body type, density of bone, body weight and posture, etc. Literature refers to many causes that can produce problems related to low back pain. Many studies mention that these problems are found among a population exposed to long-term vibration loads, such as in transportation (tractors, trucks, buses, subways, other vehicles, etc.). Two assumptions may cause low back pain due to vibration exposure: the assumption that low back pain is due to soft tissue injuries (disc, muscle) or the assumption that they are due to bone damage. Most experimental studies have shown that under dynamic compressive loadings, the damage most often occurs in the vertebral body. Indeed, exposure to mechanical vibration excites the lumbar spine in a simple compression mode; thus, such a loading can minimize the damage to discs since different mechanical models of intervertebral discs concluded that the disc herniation occurs mainly as a result of torsion or bending efforts coupled with the inclined lateral efforts. The generated dynamic stresses can be at the origin of accumulation of microscopic cracks in the bone (leading to fatigue damage of the bones) and this in despite of the potential for bone remodelling.

With the hypothesis that low back pain among drivers comes from bone damage, the research was conducted in order to determine the long term limits of exposure to vibrations. Two models have been developed, a statistical analysis model and numerical simulations using a parametric finite elements model to study the effects of vibration on the lumbar vertebrae of drivers.

The statistical analysis showed that, due to the vertebral densimetric and structural inhomogeneity between individuals and due to the fact that vertebral strength varies with bone density and discontinuities within the trabecular lattice, which change with age, vertebral fatigue behaviour cannot be considered as only depending on applied excitation. A nonlinear model is proposed relating the number of cycles with cyclic stresses, bone density and age of the specimen. Based on the results of fatigue tests identified in literature, a statistical model linking the applied stresses, age and bone density to the number of cycles before fracture of the vertebrae was developed. This study justifies the assumption that the bone density and the age in addition to the cyclic stress can have significant effects on fatigue of rachis. This new model has improved a previous life prediction model of the vertebrae that was approximately about 20%, to a coefficient of determination R^2 up to 70%.

A parametric finite elements model of the lumbar rachis is generated in order to compute the modal parameters, the dynamic stresses and forces under harmonic excitations in a seated posture. The stress analysis reveals that the areas exposed to the highest fracture risks are the cancellous bone of the vertebral body as well as the vertebral endplate when vertical vibrations are transmitted from a seat to the lumbar spine of a driver. This study has lead to the development of a new indicator, called the Injury Risk Factor (IRF), which evaluates the risk of adverse health effect arising from mechanical vibrations to which professional drivers are particularly prone. A design of experiments has been conducted from numerical simulations by considering posture, bone structure, apparent density, damping rate and body weight as independent variables. It was shown that the IRF increases with ageing and an IRF of 30% has been found as a threshold for fatigue purpose.

The assessment of WBV is based on the quantitative relationships between accelerations (as measured at the seat) and the dynamic stresses predicted at the L4-L5. A new model of fatigue behaviour has been developed in order to estimate the risk of adverse health effects arising from mechanical vibrations. As expected, it is shown that the injury risk increases with the age due to the loss of mechanical properties (Young modulus, bone density, ultimate stress and damping of the intervertebral disc). Consequently, the excitation amplitude must

be limited to low levels if considering the age increase. The results have revealed that the excitation acceleration applied to the seat must be limited to amplitudes lower than 2 m/s^2 in order to avoid any risk of damage whatever the driver's age, morphology, weight, etc... This level has been considered as an endurance limit of the fatigue behaviour.

This research shows that the risk of fatigue fracture is observed on the endplate and on the trabecular bone. The fatigue model can be used as a predictive tool for computing the risk to lumbar spine of drivers exposed to vertical vibrations in a sitting position. However, this fatigue model has been not validated for low amplitudes of vibration (fatigue endurance) due to the lack of data in the literature on endurance limit of the spine vertebrae.

TABLE DE MATIERE

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTERATURE.....	6
1.1 Mise en situation.....	6
1.2 Populations concernées.....	7
1.3 Les pathologies lombaires	8
1.3.1 Les facteurs de risque.....	11
1.3.2 Les pathologies en cause.....	13
1.3.3 Physiopathologies des troubles du rachis	15
1.4 Estimation du risque due aux vibrations.....	18
1.4.1 Normes internationales	19
1.4.2 Estimation de la limite théorique de fatigue sous excitation aléatoire.....	24
1.4.3 Évaluation du risque pour la santé	24
1.4.4 Évaluation du risque pour la santé en cas de chocs multiples	26
1.5 Les études de fatigue des vertèbres	28
1.6 Modélisations des vertèbres.....	33
1.6.1 Les modèles de type masse-ressort amortisseur	34
1.6.2 Les modèles de type corps rigide.....	34
1.6.3 Les modèles par éléments finis	35
1.7 Méthodologie de recherche	37
CHAPITRE 2 DÉVELOPPEMENT D'UN MODÈLE STATISTIQUE DE DE PRÉDICTION DE LA DURÉE DE VIE DURÉE RACHIS LOMBAIRE. DÉPENDANT DE LA CONTRAINTE APPLIQUÉE, DE L'ÂGE ET DE LA DENSITÉ OSSEUSE	40
2.1 Présentation	40
2.2 Article 1	41
2.2.1 Introduction.....	43
2.2.2 Méthodologies.....	47
2.3 Analyse des résultats	53
2.3.1 Analyse de variance	53
2.3.2 Développement d'un modèle non linéaire	55
2.4 Validation du modèle.....	57
2.5 Discussions	58
2.6 Conclusion.....	60
2.7 Références	61
CHAPITRE 3 EVALUATION OF LUMBAR VERTEBRAE INJURY RISK TO THE SEATED HUMAN BODY WHEN EXPOSED TO VERTICAL VIBRATION	65
3.1 Presentation	65

3.2	Article 2	67
3.2.1	Introduction.....	69
3.2.2	Methods.....	72
3.2.3	Results.....	77
3.2.4	Injury Risk Factor	85
3.2.5	Discussion.....	87
3.2.6	Conclusion	94
3.2.7	References.....	96
CHAPITRE 4 A DESIGN OF EXPERIMENTS FOR STATISTICALLY PREDICTING A RISK OF ADVERSE HEALTH EFFECT OF DRIVERS EXPOSED TO VERTICAL VIBRATIONS		101
4.1	Présentation	101
4.2	Article 3	102
4.2.1	Introduction.....	104
4.2.2	Subjects and methods.....	106
4.2.3	Results.....	116
4.2.4	Discussion	127
4.2.5	Conclusion	133
4.2.6	References.....	135
CHAPITRE 5 PREDICTING THE ADVERSE HEALTH EFFECTS TO LONG TERM WHOLE-BODY VIBRATION EXPOSURE		139
5.1	Présentation	139
5.2	Article 4	141
5.2.1	Introduction.....	143
5.2.2	The finite element model of lumbar spine	147
5.2.3	Fatigue behaviour.....	152
5.2.4	Results.....	156
5.2.5	Conclusion	164
5.2.6	References.....	165
SYNTHESE		170
CONCLUSION.....		176
RECOMMANDATIONS		180
RÉFÉRENCES.....		183
ANNEXE I ARTICLE PUBLIÉ DANS JI-IRI, 2008		197
ANNEXE II ARTICLE PUBLIÉ DANS CIE 2007		224

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Table 1.1 Niveaux d'accélération fréquemment rencontrés dans la plage 0-20Hz	8
Table 2.1 Variables indépendantes du plan d'expériences	50
Table 2.2 Analyse de variance d'ordre 2 des variables indépendantes.....	53
Table 2.3 Analyse de régression multiple.....	55
Table 2.4 Analyse de variance du modèle	56
Table 3.1 Material properties.....	76
Table 3.2 Natural frequencies for different numbers of motion segments	77
Table 3.3 The L3-L4 maximum compressive forces	85
Table 3.4 Injury Risk Factor computed for an average body type.....	86
Table 4.1 Material properties.....	111
Table 4.2 Independent variables	115
Table 4.3 ANOVA results.....	117
Table 4.4 Risk of injury according to morphology and ageing	125
Table 4.5 The L3-L4 maximum compressive forces	128
Table 4.6 Experimental conditions	129
Table 5.1 Synthesis of fatigue tests.....	148
Table 5.2 Material properties.....	151

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 Courbures du rachis, en position debout, assise sans appuis lombaire	15
Figure 1.2 Unité fonctionnelle et ligaments.....	16
Figure 1.3 Définition des axes principaux.	20
Figure 1.4 Méthode d'évaluation.....	25
Figure 1.5 Seuils vibratoires compatibles avec la préservation de la santé	25
Figure 1.6 Logigramme résumant la problématique et les objectifs de la recherche	33
Figure 1.7 Principaux paramètres des vertèbres lombaires.	37
Figure 1.8 Courbure du rachis lombaire..	37
Figure 1.9 Logigramme montrant la méthodologie adoptée dans cette recherche..	37
Figure 2.1 Effet de la densité (D) et de la contrainte(S^*) sur le nombre de cycles.	54
Figure 2.2 Effet de l'âge(A) et de la contrainte(S^*) sur le nombre de cycles.....	54
Figure 2.3 Effet de la densité (D) et de l'âge (A) sur le nombre de cycles.....	55
Figure 2.4 Étude des résidus	58
Figure 2.5 Courbe de fatigue d'après Hansson (1987).	58
Figure 2.6 Exemple de courbe $S^* - N$	59
Figure 3.1 Parameters of lumbar vertebrae.....	73
Figure 3.2 Curves of the lumbar spine.....	74
Figure 3.3 FE models a) Lumbar spine b) contact between posterior elements.....	75
Figure 3.4 Mode shapes of lumbar spine (L1/L5) and partial spine (T12/L5).	79
Figure 3.5 Effect of damping ratio on transmissibility ratio at the L1 to L5 vertebrae.	80
Figure 3.6 Transmissibility at different vertebral bodies.....	81
Figure 3.7 Stresses at the L5 cancellous bone with frequency	83

Figure 3.8	Injury Risk Factor with frequency at the L5 cancellous bone.....	87
Figure 3.9	Total stress with seat acceleration, at resonant frequency.....	89
Figure 3.10	Injury Risk Factor with acceleration amplitude at the seat,	93
Figure 3.11	Acceleration threshold with age driver for an Injury	94
Figure 4.1	Main parameters of lumbar vertebrae.....	108
Figure 4.2	Postures of the lumbar spine.....	109
Figure 4.3	FE models a) Lumbar spine b) contact between posterior elements.	111
Figure 4.4	Interactions between weight, density and damping.....	118
Figure 4.5	Interactions between acceleration, damping and density.	119
Figure 4.6	Interactions between acceleration, weight and density.	120
Figure 4.7	Interaction between weight, area and density.....	120
Figure 4.8	Interaction between weight, area and damping.	121
Figure 4.9	Interactions between acceleration, weight and damping	121
Figure 4.10	Interaction between area, damping and density.	122
Figure 4.11	Interaction between acceleration, density and area.	123
Figure 4.12	Interaction between weight, posture angle and density.....	123
Figure 4.13	Interaction between posture, density and damping.	124
Figure 4.14	Curve of observed and predicted IRF (%).....	126
Figure 4.15	Total compressive stresses with acceleration at the seat	130
Figure 4.16	Injury Risk Factor with acceleration amplitude at the seat.	131
Figure 4.17	Acceleration threshold with age driver for an Injury	132
Figure 5.1	Main parameters of lumbar vertebrae.....	149
Figure 5.2	FE models of L4–L5.....	150

Figure 5.3	Fatigue curve for a compressive loading of human cortical bones.	153
Figure 5.4	Fatigue curve of the intervertebral disc.	155
Figure 5.5	Failure modes for applied stresses of 60% the ultimate stress.	158
Figure 5.6	Number of cycles to failure of L4/L5.	159
Figure 5.7	Numbers of cycles to failure for an intermediate driver.	160
Figure 5.8	Number of cycles to failure for an intermediate driver.	161
Figure 5.9	Exposure limit versus acceleration at the seat.	163

NOMENCLATURE

A	amplitude maximale d'accélération au siège (ms^{-2})
$a_w(t)$	accélération pondérée en fréquence en fonction du temps (ms^{-2})
D_k	dose d'accélération, selon Iso 2631-2004 (ms^{-2})
D_{kd}	dose d'accélération quotidienne moyenne selon Iso 2631-2004 (ms^{-2})
E	Module d'élasticité (Mpa)
f	fréquence d'excitation (Hz)
f_n	fréquence naturelle (Hz)
FRD	facteur risque de dommage (%)
F_{cstat}	force compressive statique (N)
F_{cdyn}	force compressive dynamique (N)
M	poids du corps (kg)
M_{eq}	masse équivalente de la partie supérieure du corps humain (kg)
MTVV	Valeur maximale de la vibration transitoire (ms^{-2})
N	nombre de cycle avant dommage (cycles)
S	surface discale (mm^2)
S_e	contrainte équivalente statique, selon Iso 2631-2004 (Mpa)
T	durée de mesure en seconde
t_d	durée d'exposition quotidienne
t_m	période pendant laquelle D_k a été mesurée
VDV	Puissance quatrième de la valeur de dose de vibration ($\text{ms}^{-1.75}$)
ρ	densité apparente (g cm^{-3})
σ_u	contrainte ultime (Mpa)
σ_{dyn}	contrainte dynamique (Mpa)
σ_{stat}	contrainte statique (Mpa)
σ_{tot}	contrainte totale (Mpa)
ν	coefficient de poisson
θ	angle du lordose lombaire (degré)
ξ	taux d'amortissement critique

INTRODUCTION

Nous sommes tous, tous les jours, soumis à des environnements vibratoires. Certains à cause de leur travail, d'autres à cause de leurs loisirs, et beaucoup à cause des moyens de transport que nous utilisons.

Les vibrations peuvent avoir une influence très négative sur l'organisme et sur la santé. Outre l'inconfort (ou le plaisir) qu'elles génèrent, les vibrations peuvent provoquer parfois des dommages irréparables. Plusieurs maladies recensées touchent le système musculo-squelettique [1-5]. Toutefois, les mécanismes d'apparition des troubles restent mal connus et sont liés à l'interaction des vibrations avec le fonctionnement normal du corps. Les vibrations agissent de différentes façons; l'imposition d'excitations vibratoires provoque des mouvements relatifs des organes qui peuvent entraîner des lésions plus ou moins graves. Certaines vibrations agissent comme stimulus et modifient le métabolisme. Les "maladies vibratoires" sont causées par l'action à la fois mécanique et métabolique des vibrations.

Une des maladies les plus fréquemment rapportées est le "syndrome lombaire". Il provient de l'association de la position assise à l'imposition de vibrations verticales. La surcharge mécanique imposée au rachis lombaire par la position assise est aggravée par l'application des vibrations. Le défaut de nutrition et d'irrigation des disques qui résulte des modifications métaboliques accélère la fatigue des tissus.

La littérature fait état de multiples causes pouvant déclencher une lombalgie. En statique, les contraintes sont permanentes et indispensables au fonctionnement du rachis; elles augmentent avec les défauts de courbure, qu'ils soient structuraux ou posturaux, ou les deux associés. L'excès de pression ainsi réalisé modifie l'infrastructure en fonction de l'importance des forces appliquées et de leur durée d'une part et de la résistance des tissus d'autre part. C'est l'excès de contraintes sur une lésion qui génère les douleurs qui se pérennisent si les mécanismes d'adaptation ne permettent plus le retour à une contrainte

normale, grâce à une bonne gestion des aplombs et des courbures. D'autre part, de nombreuses études [1-21] font mention que des problèmes de maux de dos sont constatés parmi une population exposée, à long terme, à des charges vibratoires dans le transport (tracteurs, camions, autobus, métro, autres véhicules industriels, etc.). Il existe deux courants de pensée non exhaustifs en ce qui à trait aux maux de dos provenant des vibrations : l'hypothèse que ces maux sont dus aux lésions des tissus mous (disque, muscles) et l'hypothèse qu'ils sont dus aux dommages des os. La plupart des recherches expérimentales [10 à 17] ont montré que sous un chargement dynamique compressif, les dommages apparaissent le plus souvent au niveau du corps vertébral. En effet, l'exposition du rachis lombaire aux vibrations mécaniques, notamment chez les conducteurs, sollicite la partie lombaire à la compression simple; un tel chargement minimise les lésions discales puisque différentes modélisations des effets mécaniques sur le disque intervertébral ont permis de conclure que des lésions discales se produisent principalement sous l'effet d'efforts de torsion ou d'efforts de flexion couplés à des efforts d'inclinaison latérale. Les contraintes dynamiques générées peuvent être à l'origine d'apparition et de cumul de micros-fissures dans l'os spongieux ainsi que dans les plateaux cartilagineux (conduisant au dommage par fatigue des os) et ceci malgré le potentiel de remodelage de l'os. Il est à noter que 80% de la population mondiale est affectée par des problèmes de dos à un moment de sa vie, et ces estimations ne font que croître [21]. Il devient donc nécessaire de s'attaquer à ces statistiques alarmantes en étudiant les problèmes de maux de dos liés à la conduite d'engins industriels et à la conduite automobile.

Le présent travail a pour objectif général d'évaluer si l'exposition continue de la colonne vertébrale aux vibrations globales peut causer, à long terme, des problèmes de maux de bas de dos due à la fatigue des os. A cette fin, il faut compléter l'information sur le comportement de fatigue par endurance des vertèbres lombaires exposées aux vibrations verticales. À travers cette étude, nous cherchons à prédire le risque de fatigue à long terme chez les conducteurs et à définir les seuils de sécurité contre les vibrations transmises au travers du siège. L'objectif secondaire de cette recherche est d'analyser les effets des

paramètres vibratoires (amplitude et fréquence de vibration), des paramètres individuels (poids, ossature et posture) et des paramètres mécaniques (amortissement, rigidité, densité osseuse) sur le risque des maux de bas de dos dû à la fatigue des os. L'analyse du comportement dynamique et de fatigue des vertèbres du rachis est basée sur un modèle par éléments finis paramétrique, ce qui permet rapidement de simuler toutes sortes d'ossatures (homme, femme, fort, faible, etc.). Ces résultats devraient compléter l'information contenue dans les normes (ISO 2631, autres guides) en vigueur et permettre une meilleure connaissance des limites de vibration à ne pas dépasser (amplitude, fréquence).

Les travaux présentés dans cette thèse de doctorat concernent la proposition d'une démarche permettant de prédire le risque sur la santé d'un conducteur exposé aux vibrations du corps entier. Dans cette étude portant sur les vibrations et le corps humain, nous tâcherons dans un premier temps d'évaluer en détail les pathologies lombaires engendrées par les vibrations, afin de comprendre les mécanismes de dégénérescence mis en jeu. Au travers d'une analyse bibliographique du comportement du corps humain soumis à des vibrations verticales, nous tâcherons d'isoler les causes du problème. Puis, le développement d'un modèle d'éléments finis paramétrique nous permettra d'apporter de nouveaux éléments de compréhension et d'étudier les paramètres permettant de diminuer les risques de maux de bas de dos dues à la fatigue des os. Cette thèse est une thèse par articles. Quatre articles de revue et deux de conférences ont été produits. Nous avons axé cette thèse autour de quatre articles (trois de revue et un de conférence), lesquels sont inclus intégralement dans les chapitres 2, 3, 4 et 5.

- Le premier article [16] est publié dans Pistes:

Ayari H., Thomas M. and Doré S., 2005. Développement d'un modèle statistique de prédiction de la durée de vie du rachis lombaire, dépendant de la contrainte appliquée, de l'âge et de la densité osseuse. IRSST, Perspectives interdisciplinaires sur le travail et la santé Pistes, 7 (2), 1-14.

L'objet principal de cet article est consacré à développer une relation permettant de prédire la durée de vie des vertèbres du rachis lombaire dépendant de la contrainte, de l'âge et de la densité osseuse.

- Le deuxième article [22] est publié dans le Journal of Sound and Vibration:
Ayari H, Thomas M., Doré S. and Serrus O., 2009. Evaluation of lumbar vertebra injury risk to the seated human body when exposed to vertical vibration, Journal of Sound and Vibration, 321, issues 1-2doi:10.1016/j.jsv.2008.09.046, pp. 454-470.

Dans cet article, un modèle d'éléments finis paramétrique a été développé en dynamique dans le but de prédire les fréquences, les modes propres du rachis lombaire et de déterminer les forces et les contraintes dynamiques afin d'élaborer un modèle de prédiction du risque de dommage instantané.

- Le troisième article [23] a été soumis dans la revue *Journal of integrative biology* (OMICS):
Ayari H., Thomas M., Doré S., 2009, A Design of experiments for statistically predicting a risk of adverse health of drivers exposed to vertical vibrations.

Basé sur le modèle d'éléments finis paramétrique développé dans l'article 2, un plan d'expériences a été conçu dans le but d'étudier l'effet de l'accélération, de la densité osseuse, de l'amortissement, de la posture, et du poids du conducteur sur le risque de dommage.

- Le quatrième article [24] a été publié dans les comptes rendus de la conférence CIRI-2009 et soumis à la revue internationale sur l'ingénierie des risques industriels (JI-IRI) :
Ayari H., Thomas M., Doré S., Taiar R. and Dron J.P. , Mai 2009, Predicting the adverse health effects to long term whole-body vibration exposure, Proceedings of the 2nd international Conference on Industrial Risk Engineering CIRI-2009, Reims, 19 pages.

Dans cet article, on présente les résultats d'une analyse de fatigue numérique basée sur un modèle d'éléments finis de l'unité vertébrale L4-L5.

De plus, les travaux suivants sont présentés :

- À l'annexe I, on présente un quatrième article de revue qui a été publié dans JI-IRI [25, 26] :
Ayari H, Thomas M. and Doré S., 2008, Development of an Injury Risk Factor for Drivers, Revue Internationale sur l'Ingénierie des risques Industriels (JI-IRI), Vol 1, No 2, pp. 120-138.

Dans cet article on présente l'étude sur les interactions d'ordre 2 sur le risque de fracture instantané développé dans l'article 3.

- On présente aussi un article de conférence [27] publié dans les comptes rendus de CIE 2007:
Ayari H., Thomas M. and Doré S., October 2007. A design of experiment for studying the effect of human body parameters on an injury risk of drivers exposed to vibration, Proceedings of the 37th International conference on Computers and Industrial Engineering, CIE 07, Alexandria, Egypt, pp. 620-628.

Cet article expose la procédure et les résultats du plan d'expérience qui a été appliqué.

Enfin nous dégagerons dans une conclusion générale les principaux résultats ainsi que les différentes perspectives qui peuvent être envisagées.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTERATURE

1.1 Mise en situation

La conduite d'engins de chantier, de transport ou de manutention soumet les conducteurs à des vibrations qui, à la longue, peuvent provoquer des problèmes de dos. On distingue 2 modes d'exposition aux vibrations [5]:

- les vibrations transmises à l'ensemble du corps par les véhicules et les engins (chariots de manutention, engins de chantier...) et certaines machines industrielles fixes (tables vibrantes, concasseurs...).
- les vibrations transmises au système main-bras par des machines portatives (meuleuses, marteaux-piqueurs...), guidées à la main (pilonneuses, plaques vibrantes...) ou par des pièces travaillées tenues à la main (polissage...).

Ce travail traite exclusivement des vibrations transmises à l'ensemble du corps par les véhicules, les engins et certaines machines industrielles fixes. Les effets pathologiques des vibrations sur l'homme sont des lombalgies. Depuis quelques années, elles sont reconnues comme maladies professionnelles. Des études épidémiologiques ont montré que les douleurs lombaires, les hernies discales et les lésions précoces de la colonne vertébrale sont plus fréquentes en cas d'exposition prolongée de l'ensemble du corps à des vibrations [1,3]. Certaines études ont également mis en évidence des effets néfastes au niveau du cou et des épaules [5].

Les augmentations de la durée d'exposition et de l'amplitude vibratoire semblent accroître le risque au niveau lombaire [1 à 5]. Outre l'exposition aux vibrations, on recense de nombreux facteurs de risque de douleurs dorsales et de pathologies du dos, du cou ou des épaules. Certains sont liés à la personne, d'autres au travail proprement dit.

Cette étude portant sur les vibrations et le corps humain, nous tâcherons dans ce chapitre d'évaluer en détail les pathologies lombaires engendrées par les vibrations sévères, afin de comprendre les mécanismes de dégénérescence mis en jeu. Au travers d'une analyse bibliographique du comportement du corps humain soumis à des vibrations verticales, nous tâcherons d'isoler les causes du problème.

La synthèse bibliographique présentée ici est issue principalement de la consultation de différents ouvrages [2, 9, 21].

1.2 Populations concernées

Les vibrations, qui émergent et croissent avec l'industrialisation massive du siècle dernier, font naître de nouveaux problèmes de santé publique, tel que le "syndrome lombaire", en particulier dans la classe ouvrière. Les groupes d'emploi les plus fréquemment visés dans les études épidémiologiques [28-52] sont les conducteurs de véhicules (conducteurs de tracteur agricole, d'automobiles, de bus, de camions); les opérateurs d'engins vibrants (excavateur, grue) ; et enfin les pilotes, et plus particulièrement les pilotes d'hélicoptères. À l'exception des hélicoptères, il s'agit principalement de véhicules dont la fréquence des vibrations est dominante entre 1 et 20 Hz. Le guide ISO 2631 montre que la fréquence des vibrations la plus sensible est située entre 4 Hz et 8 Hz. Les niveaux d'exposition vibratoire sont généralement les plus élevés dans les tracteurs agricoles, engins de terrassement et chariots élévateurs. L'influence sur la santé est dépendante de la fréquence des vibrations, mais aussi de leur amplitude (accélération, déplacement, ou vitesse). Le tableau (1.1) regroupe, selon la littérature [33, 34, 40], les amplitudes moyennes d'accélération des vibrations transmises à l'organisme par différents engins. Les amplitudes efficaces supérieures à 1.4 m/s^2 sont montrées en gras pour mieux identifier le type de véhicules problématiques.

Tableau 1.1 Niveaux d'accélération fréquemment rencontrés dans la plage 0-20Hz

Domaine	Niveau d'accélération R.M.S (ms^{-2})		
Références	[33]	[34]	[40]
Automobile		0.2-0.75	0.5
Camion (route)		0.2-0.9	0.7
Camion (site)		0.7-1.4	
Bus	0.36-0.56	0.4-0.8	0.6
Tracteur	0.35-1.45	0.4-1.25	0.75
Bulldozer		0.6-2.2	0.75
Engin militaire à chenilles		1.5-3.5	1.5
Hélicoptère		0.1-1.5	0.8
Chargeur		0.5-2.4	1.5
Excavateur		0.3-1.3	0.6
Niveleuse		0.5-1.6	0.75
Racloir			1.3
Dumper			1.2
Rouleau compresseur		0.3-1.7	1.0
Véhicule blindé			1.5
Avion			0.3
Bicyclette			0.5
Motocyclette 4 roues			1.5
Engin agricole			1.5
Voiture de laitier			1.0
Locomotive		0.3-0.6	0.3

1.3 Les pathologies lombaires

Les auteurs ayant travaillé sur l'épidémiologie des "maladies vibratoires" s'accordent à dire que l'exposition aux vibrations de basses fréquences (0-20 Hz) transmises aux corps entier, est associée à une incidence plus élevée de douleurs de bas de dos et de lésions dégénératives du rachis lombaire. Toutefois, la littérature n'est pas actuellement en mesure d'établir une

relation claire entre le niveau de vibration, la plage de fréquences, la durée d'exposition et les dégénérescences pathologiques observées. Cependant, il est globalement accepté qu'il existe un risque élevé d'apparition de troubles lombaires chez les populations soumises quotidiennement, et de façon prolongée, aux vibrations de basses fréquences [37]. Des études épidémiologiques ont montré qu'il existe une relation significative entre l'exposition professionnelle aux vibrations transmises au corps entier, et l'apparition de lombalgies, de douleurs sciatiques, et de dégénérescences du rachis [33]. Dupuis et Zerlett [34, 51], dans une étude reposant sur des questionnaires et un examen médical d'une population de 352 opérateurs de pelleteuses, relèvent que 68,7% d'entre eux se plaignent de douleurs lombaires. Ils montrent que le risque de modifications pathologiques radiologiquement établies est plus élevé que pour le groupe de contrôle, composé d'employés travaillant dans des conditions similaires mais non soumis aux vibrations. Le risque est aussi plus élevé que pour l'ensemble de la population. Boshuizen et al [30, 31] ont étudié l'incidence des vibrations sur une population pendant une période de 11 ans.

a) Effet sur les disques intervertébraux

Les conducteurs exposés aux vibrations peuvent souffrir de problèmes de maux de bas de dos reliés au disque intervertébral et aux autres tissus mous. La comparaison à un groupe de contrôle a montré une incidence plus élevée de l'absentéisme, lié à des dégénérescences discales. Schwarze et Notbohm [52] relèvent une prévalence des dégénérescences discales chez les populations soumises de façon quotidienne à des doses vibratoires cumulées élevées par rapport aux populations soumises à des doses faibles. Pour expliquer ce phénomène il faut comprendre les réactions des tissus mous faces aux charges mécaniques en position assise. En position assise le disque intervertébral est soumis à une composante de charge statique (relativement importante qui dépend aussi de la posture) et une autre dynamique (provenant des vibrations). Malgré que ces charges soient de faibles amplitudes, le disque intervertébral subit une déformation importante, ce qui peut entraîner une perte de hauteur dans le disque et un phénomène de fluage dû à l'aspect viscoélastique. Cette perte de hauteur

combinée avec le fluage, augmente alors la pression appliquée sur les nerfs entourant le disque et sur les articulations au niveau des apophyses. De plus, le maintien de la composante statique (compressive) réduit le volume et la pression dans le nucleus pulposus du disque intervertébral, tout en augmentant les contraintes de compression dans l'annulus ainsi que dans l'arc neurale. Cette situation devient plus grave si le conducteur est en posture de lordose, car une posture de lordose augmente la charge appliquée sur la partie postérieure de l'annulus ainsi que sur les articulations apophysaires. Ainsi l'excès de pression, dû à l'augmentation de la charge, sur les nerfs et sur les articulations, conduisant ainsi à l'usure prématurée du cartilage recouvrant ces articulations, peut causer des douleurs au niveau lombaire, même sans avoir des ruptures ou des microfissures au niveau du disque. Des tensions musculaires considérables sont requises pour maintenir la stabilité du tronc supérieur. L'augmentation des tensions musculaires combinées avec les vibrations, pouvant augmenter le phénomène de fluage des disques intervertébraux, peut ainsi causer la fatigue des muscles du dos. La fatigue des muscles pourra solliciter plus les vertèbres puisqu'une partie des charges dynamiques générées par les vibrations mécaniques ne sera pas absorbée par les muscles de dos et par les abdominaux.

b) Effet sur les vertèbres lombaires

D'autre part, plusieurs tests in vitro [10-17], réalisés sur des segments lombaires, ont montré que les éléments les plus susceptibles aux dommages sont les plateaux cartilagineux et l'os spongieux des vertèbres. Ces recherches montrent aussi qu'un chargement répétitif de compression n'affecte pas les disques. Il n'est toutefois pas possible d'établir une relation quantitative ferme entre l'exposition aux vibrations globales du corps et l'apparition de douleurs lombaire [47, 48]. Cette dernière observation remet en cause les standards actuels, dont les limites établies ne permettent pas de protéger suffisamment les salariés soumis aux vibrations. Les catégories professionnelles citées sont toutes concernées, mais dans des proportions différentes, d'autres facteurs pouvant entrer en ligne de compte. Nous avons par conséquent émis l'hypothèse dans cette thèse que les vibrations globales du corps des

conducteurs, sollicitant le rachis lombaire principalement en compression, sont en grande partie la cause de maux de bas de dos dus aux dommages dans les os. Cette hypothèse n'exclue pas le fait que les pathologies peuvent aussi être observées sur les tissus mous (disques, muscles, ligament) suite à une exposition aux vibrations du corps entier.

1.3.1 Les facteurs de risque

La plupart des études épidémiologiques concluent à la difficulté d'établir une relation claire entre les vibrations et les troubles observés, du fait de la présence de nombreux autres facteurs pouvant générer ou aggraver les troubles. Les facteurs de risque pour le rachis lombaire sont liés à la nature des vibrations subies, à l'environnement, à la diversité des tâches effectuées et encore à des paramètres individuels. La longévité de l'exposition constitue un risque important. Il a été démontré que les populations exposées jeunes aux vibrations, comme c'est souvent le cas chez les agriculteurs, présentent un risque plus élevé de développement de pathologies lombaires. Pope [53] établit ce risque en comparant des populations de tractoristes agricoles exposés jeunes aux vibrations, à des conducteurs de bus dont la carrière commence plus tardivement. Des conditions particulières de travail peuvent également constituer un risque supplémentaire. Outre la position assise [53], qui modifie les courbures physiologiques du rachis et induit des contraintes élevées dans les disques, le bruit, les conditions climatiques [28], les charges sur la colonne (rotations, levées de charges, inclinaisons latérales ...) sont autant de facteurs de risques supplémentaires. Les phénomènes transitoires liés aux chocs sont aussi des facteurs aggravants. Enfin, les conditions psychologiques, telles que le stress et l'insatisfaction liée à l'activité professionnelle, jouent un rôle important dans l'apparition des troubles [33]. La durée d'exposition aux vibrations, leur intensité, ainsi que leur plage de fréquences, sont des paramètres essentiels par rapport au risque encouru [35, 52]. Certaines conditions de travail augmentent le risque de lombalgie :

- Utilisation d'un engin sur une surface inadaptée ou pour une tâche pour laquelle il n'est pas conçu;
- Exposition régulière et de longue durée;

- Évolution sur un terrain irrégulier ou sur une surface dégradée, à une vitesse inadaptée;
- Postures contraignantes fréquentes et/ou maintenues (angles de confort non respectés; torsion ou inclinaison du buste...) dues au manque de visibilité, à l'inaccessibilité des commandes, au type de tâches à réaliser...;
- Vétusté, manque d'entretien de l'engin, mauvais état du siège (défaut d'entretien de la suspension, de l'assise et/ou des réglages);
- Mauvais réglage du siège (absence de formation du conducteur, mauvaise utilisation des réglages...);
- Montée et descente de l'engin fréquentes;
- Manutention manuelle.

Comme l'ont montré les travaux réalisés pour la mise en œuvre de la norme ISO 2631, la tolérance du corps humain aux vibrations à court et long termes est dépendante de l'intensité, de la durée d'exposition, et de la fréquence. Il est important de considérer à la fois la durée d'exposition journalière, et la durée totale d'exposition au cours de la vie, ces deux paramètres ayant une influence sur l'apparition des troubles du rachis. Ces différents paramètres indépendants sont pris en compte dans le calcul d'une accélération équivalente au niveau de l'énergie pondérée par rapport à la fréquence correspondant à une exposition journalière de huit heures. Les facteurs individuels jouent probablement un grand rôle, bien qu'il soit difficile de déterminer ceux qui influencent la réponse du corps humain aux vibrations. Les études réalisées sur le comportement et la tolérance du corps humain soumis aux vibrations font état de grandes variations interindividuelles, aussi bien au niveau des mesures physiques, que de la réponse subjective. Aucune corrélation claire entre le type morphologique et la sensibilité aux vibrations n'a pu être établie. Selon Raymond [44], les types "leptosomes" sont plus sensibles, alors que d'autres auteurs supposent l'obésité comme facteur de risque [47]. Les paramètres morphologiques habituels, s'ils expliquent certaines différences (ossature, poids, longueur des membres, ...), ne permettent pas de comprendre les grandes variabilités interindividuelles observées [54, 55]. Il est difficile de prédire la réponse d'un sujet par la connaissance de son âge, de son poids et de sa taille [56]. Les paramètres influant concernent plus probablement les caractéristiques mécaniques des

tissus (taux de graisse, souplesse, densité osseuse...), la posture ou encore, la surface de contact avec le siège et la répartition relative des masses. Il est suggéré par les mêmes auteurs que les courbures lombaires, ou encore l'angle sacré, sont des paramètres importants. D'autres auteurs supposent que la rigidité de l'os spongieux, qui dépend entre autre de la densité osseuse et de l'ossature, joue un rôle [57, 58]. La littérature montre une gamme assez large des paramètres pouvant affecter la résistance des vertèbres. Parmi ces paramètres, on cite l'âge, le poids du corps, le niveau vertébral, les composants des vertèbres (os spongieux ou cortical), le mode de chargement, la posture, l'activité physique et le type du sujet (sexe, la race). Selon les expérimentations de Brinckmann et al [11], la résistance vertébrale en compression dépend primordialement de la surface de contact disque/vertèbre (ossature) et de la densité de l'os spongieux.

1.3.2 Les pathologies en cause

Dans certains pays, les problèmes de maux de dos des salariés soumis aux vibrations sont considérés comme maladies professionnelles, et indemnisés en tant que tels [35]. Depuis 1978, quatre pays membres de l'Union Européenne (UE) ont introduit dans leur liste nationale des maladies professionnelles, les affections lombaires et les lésions vertébrales découlant de l'exposition à des vibrations globales du corps [9]. En ordre chronologique, il s'agit de la Belgique (1978), de l'Allemagne (1993), des Pays-Bas (1997) et de la France (1999). En Belgique, est reconnu comme maladie professionnelle occasionnée par les vibrations mécaniques toute affection des os et des articulations. En Allemagne, ils sont reconnus depuis janvier 1993, sous le nom de "maladie du rachis lombaire provenant de dégénérescences discales, comme conséquence de l'exposition à long terme aux vibrations (principalement verticales) en position assise, ayant entraîné l'interruption du travail, étant à l'origine ou pouvant être à l'origine, de la détérioration ou de la récurrence de la maladie". En France, on reconnaît comme maladie professionnelle, les affections chroniques du rachis lombaire avec sciatique ou radiculalgie crurale et hernie discale de topographie concordante provoquées par les vibrations de basses et moyennes fréquences transmises au corps entier.

La nature des affections liées aux vibrations varie avec la gravité de l'exposition. Les lombalgies transitoires ou permanentes sont des phénomènes douloureux plus ou moins intenses qui s'accompagnent parfois d'impotence fonctionnelle. Le retentissement psychique de ces maladies est connu, et rend difficile leur classification par des données objectives et quantifiées. Le manque de corrélation entre la douleur et les anomalies radiologiques constatées contribue souvent à négliger ces troubles. C'est lors de l'apparition de complications que ces maladies sont prises en compte. Les revues épidémiologiques consultées [32, 37, 47, 48, 52, 58-62] font état des complications suivantes : hernies discales, sciatiques, cruralgies, apparition d'ostéophytes, compression des plateaux vertébraux, micro-fractures dans les os, destruction du disque.

En Allemagne, la maladie professionnelle 2110 [35] regroupe trois syndromes. Le syndrome local lombaire, qui se traduit par des lumbagos ou des gênes récurrentes aux niveaux lombaire et sacré, et une diffusion radiculaire de la douleur dans les muscles des cuisses. Le syndrome lombaire mono et poly radiculaire, qui se traduit par une radiation de la douleur dans une ou deux jambes par le nerf sciatique. Le syndrome "cauda equina", qui est une forme particulière du syndrome poly-radiculaire, avec des symptômes tels qu'une absence de réflexe du tendon d'Achille, accompagnée d'insuffisances musculaires pouvant aller jusqu'à l'impotence. Cette classification ne prend en compte que les états avancés de la maladie, et par la même, ne constitue qu'une protection partielle du travailleur. Les troubles neurologiques, comme les sciatiques et cruralgies qui peuvent entraîner la paralysie, sont des conséquences directes des affections du rachis, et constituent un stade avancé de la maladie.

Enfin, quelques études ont fait état de pourcentages élevés de scolioses (particulièrement lombaires) chez les populations exposées. Seidel et Heide [46] relèvent 24 études dans lesquelles des modifications pathologiques des courbures rachidiennes apparaissent avec une plus grande incidence chez les populations soumises aux vibrations en position assise. Huit études présentent des résultats significatifs. Les déformations dans le plan sagittal, comme la perte de lordose lombaire, sont liées à la position assise alors que les déformations

tridimensionnelles (scolioses) proviennent souvent de la conduite sur terrain accidenté, qui oblige le conducteur à des inflexions latérales. Les déficiences musculaires du tronc observées chez les conducteurs ont tendance à aggraver ces phénomènes.

1.3.3 Physiopathologies des troubles du rachis

Le rachis est classiquement séparé en trois régions distinctes, tant sur le plan fonctionnel qu'anatomique : les régions cervicale, thoracique et lombaire, comme l'illustre la figure 1.1.

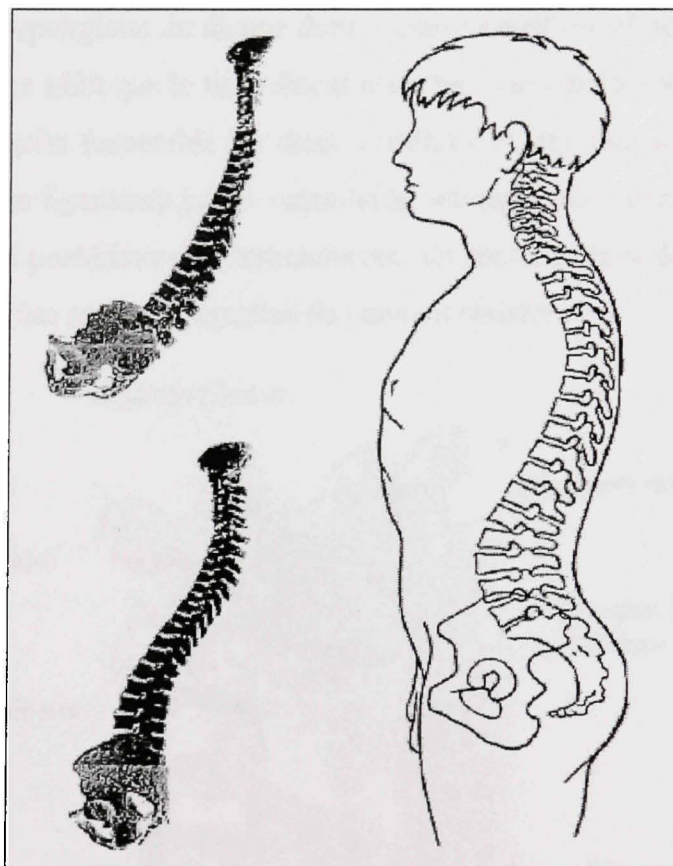


Figure 1.1 Courbures du rachis, en position debout, assise sans appuis lombaire (en haut à gauche), avec appuis lombaire (en bas à gauche).

Tirée de la référence [63]

Le rachis est constitué par sept vertèbres cervicales, douze thoraciques et cinq lombaires auxquelles on rajoute le sacrum, qui fonctionnellement fait partie du bassin. Chaque vertèbre possède un corps, un arc postérieur avec un système articulaire postérieur pair et symétrique, et une apophyse épineuse médiane. Les vertèbres sont reliées entre elles par les disques intervertébraux entre chacun des corps en avant, et par les articulations postérieures. On dénombre 23 disques placés entre chaque vertèbre le long du rachis. Seule l'articulation entre l'atlas et l'axis au niveau cervical supérieur en est exempte. Deux vertèbres adjacentes sont liées entre elles par le disque intervertébral en antérieur, les deux processus articulaires en postérieur, et le système ligamentaire. Les plateaux cartilagineux recouvrent la structure discale, et séparent le spongieux du disque dont l'apport nutritionnel dépend de la porosité du cartilage. Rappelons en effet que le tissu discal n'est pas vascularisé. Sept ligaments sont liés à une unité fonctionnelle (ensemble de deux vertèbres et des tissus de liaison) comme le décrit la figure 1.2: les ligaments jaune, capsulaire, interépineux, supraépineux, longitudinal antérieur, longitudinal postérieur et intertransverse. Ils sont arrangés de façon à ne subir que des forces de traction, les seules auxquelles ils peuvent résister.

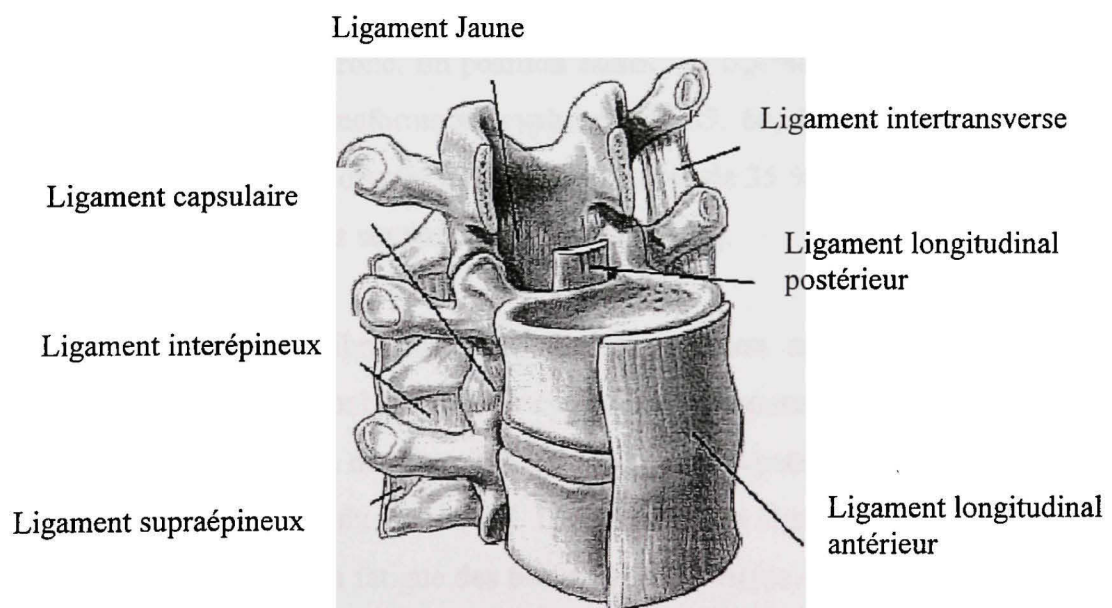


Figure 1.2 Unité fonctionnelle et ligaments.

Tirée de spineuniverse.com

Si on analyse localement les forces mises en jeu, le rachis supporte mécaniquement la masse du corps située directement au dessus de la vertèbre concernée. Il existe donc, à chaque niveau, une force gravitationnelle s'exerçant verticalement à laquelle on peut rajouter les forces musculo-ligamentaires permettant à la structure de tenir la position érigée. L'ensemble des forces exercées sur un disque est appelé : force de contact (la résultante est verticale). En fonction de l'orientation des plateaux vertébraux et du disque, on peut diviser la force de contact verticale en deux résultantes, l'une parallèle au plateau et l'autre perpendiculaire. On comprend l'intérêt des courbures rachidiennes dans leur fonction antigravitaire, qui, en incluant les vertèbres et les disques intervertébraux, permet la dispersion à chaque niveau des forces de contact en deux résultantes de compression et de cisaillement. Donc, pour expliquer les dégénérescences observées, il faut considérer l'aspect mécanique des phénomènes, ainsi que l'aspect biologique [47]. L'aspect mécanique du phénomène est d'abord conditionné par la position assise, qui impose des contraintes élevées dans les disques. Dans sa position naturelle (position debout), le rachis présente trois courbures dans le plan sagittal : la lordose lombaire, la cyphose dorsale, et la lordose cervicale (Figure 1.1). Le rachis lombaire, de par sa disposition, est la partie la plus sollicitée, car il supporte le poids du tronc. En position assise, les courbures sont modifiées, la lordose lombaire diminue ou se transforme en cyphose [64, 65, 66, 67]. Des mesures *in vivo* ont montré que la pression intradiscale lombaire augmente de 35 % en position assise, traduisant une augmentation des efforts supportés par les tissus [68].

L'exposition aux vibrations verticales en position assise sollicite les disques en traction/compression principalement. Des études de la réponse électromyographique (EMG) ont montré que l'imposition de vibrations de basses fréquences en position assise modifie le comportement des muscles du tronc [45]. La fréquence et l'amplitude des contractions sont modifiées, traduisant ainsi la fatigue des tissus [43]. La baisse du tonus musculaire des sujets exposés aux vibrations provoque des instabilités vertébrales qui vont accroître les charges supportées par le rachis. Les contractions musculaires peuvent avoir, à certaines fréquences, un effet aggravant sur les charges supportées par le rachis. La désynchronisation des contractions par rapport au stimulus dépend de la précharge musculaire, et donc de la posture

[68, 69]. Lorsque les contractions se font en opposition de phase avec le stimulus, les efforts développés s'ajoutent aux efforts générés par les stimuli. Les muscles ne peuvent donc pas toujours constituer une protection efficace. A ces contraintes mécaniques s'ajoutent des modifications des processus biochimiques [35, 70], et une altération de l'apport sanguin. Pope et al [35, 43] ont trouvé un accroissement du facteur de Willebrand chez les sujets soumis aux vibrations, et suggèrent la possibilité de modifications vasculaires entraînant une baisse de nutrition des tissus environnant le rachis. La modification de la diffusion des liquides dans le disque intervertébral, provoquée par les charges dynamiques, modifie le métabolisme des tissus et conduit à une usure prématurée du disque. Une seconde hypothèse, avancée par Sandover [71], suggère que des ostéophytes apparaissent à la suite de microfractures des plateaux vertébraux et de l'os trabéculaire sous-jacent. La surface de nutrition du disque diminue, entraînant une accélération de la dégénérescence. Les expérimentations animales montrent que les vibrations ont une influence sur les caractéristiques mécaniques, et sur la minéralisation de l'os. Jankovich [72] a constaté une augmentation de la rigidité et de la microdureté de l'os, ainsi qu'une certaine désorganisation de la minéralisation osseuse. Ces observations dénotent une possible fragilisation de l'os, et sont cohérentes avec l'hypothèse de Sandover. Les observations réalisées sur la minéralisation peuvent constituer une explication en ce qui concerne le danger que constitue la précocité de l'exposition. En effet, Jankovich [72] observe un développement aléatoire au cours de la croissance de la minéralisation chez le rat soumis aux vibrations. L'absence de microstructure orientée qui en résulte, diminue les capacités de déformations élastiques de l'os, et le rendent plus vulnérable aux charges.

1.4 Estimation du risque dû aux vibrations

Nous avons pu constater à quel point les vibrations mécaniques pouvaient être néfastes à l'organisme. L'industrialisation massive de la planète depuis le début du siècle a modifié l'environnement de l'être humain. Que ce soit dans le cadre de ses loisirs, ou de son activité professionnelle, l'homme moderne est soumis à des vibrations de façon quotidienne. S'il existe des normes internationales qui proposent des limites en matière de dose vibratoire

admissible pour le confort ou la sécurité, on peut se demander si elles ne sont pas assez restrictives, parce qu'elles reposent sur des hypothèses réductrices. L'augmentation constante des populations concernées par les problèmes lombalgiques liés aux vibrations est un indice de l'insuffisance de la protection. L'amélioration de cette situation passe par une amélioration ou un renforcement des normes et des systèmes de protection.

1.4.1 Normes internationales

Actuellement, peu d'outils sont disponibles pour estimer le risque de maux de dos du à une exposition prolongée aux vibrations globales du corps. Les outils les plus communs pour estimer le risque encouru suite à une exposition aux vibrations sont le guide ISO 2631 [73-75] et le BS 6841 [76]. Le rôle premier de ces normes est de définir une méthodologie permettant de quantifier les vibrations reçues par l'organisme et de fixer des seuils acceptables de doses vibratoires. Plusieurs situations sont prises en compte: la préservation de la santé, de la fatigue, du confort, la perception des vibrations, la capacité à réaliser une tâche et enfin la protection contre le mal des transports. Pour chacun de ces cas, des méthodologies d'évaluation et des seuils de tolérance sont fixés. Nous allons ici présenter la norme ISO 2631 [73, 75], nous parlerons du British Standard 6841 [76] seulement lorsqu'il diffère de la norme ISO. Nous ne relaterons que les points qui concernent la préservation de la santé, de la fatigue et du confort.

1.4.1.1 Évaluation du niveau vibratoire

Les vibrations transmises à l'organisme doivent être mesurées par l'intermédiaire de l'accélération à l'interface entre la source vibratoire et le corps humain. Lorsqu'il s'agit d'un siège (Figure 1.3), les accéléromètres doivent être disposés sous les ischions au niveau de l'assise et là où le support est maximal pour le dossier. Les méthodes d'évaluation proposées par la norme (Fig. 1.4) utilisent une moyenne du signal dans le domaine fréquentiel. La méthode est choisie en fonction de la nature du signal traité.

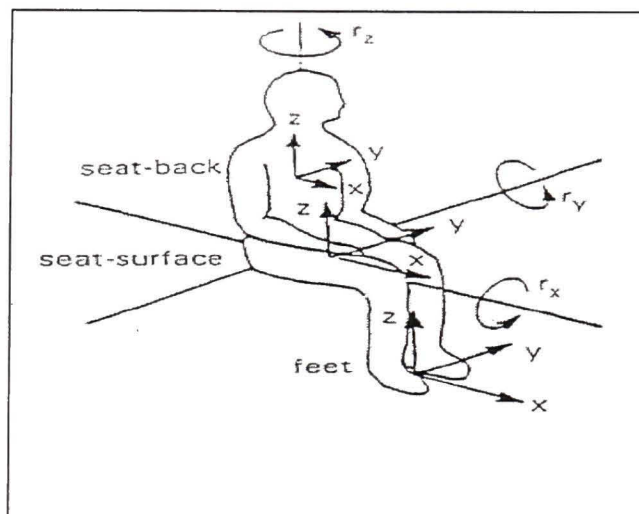


Figure 1.3 Définition des axes principaux, tirée de l'ISO-2631, [73]

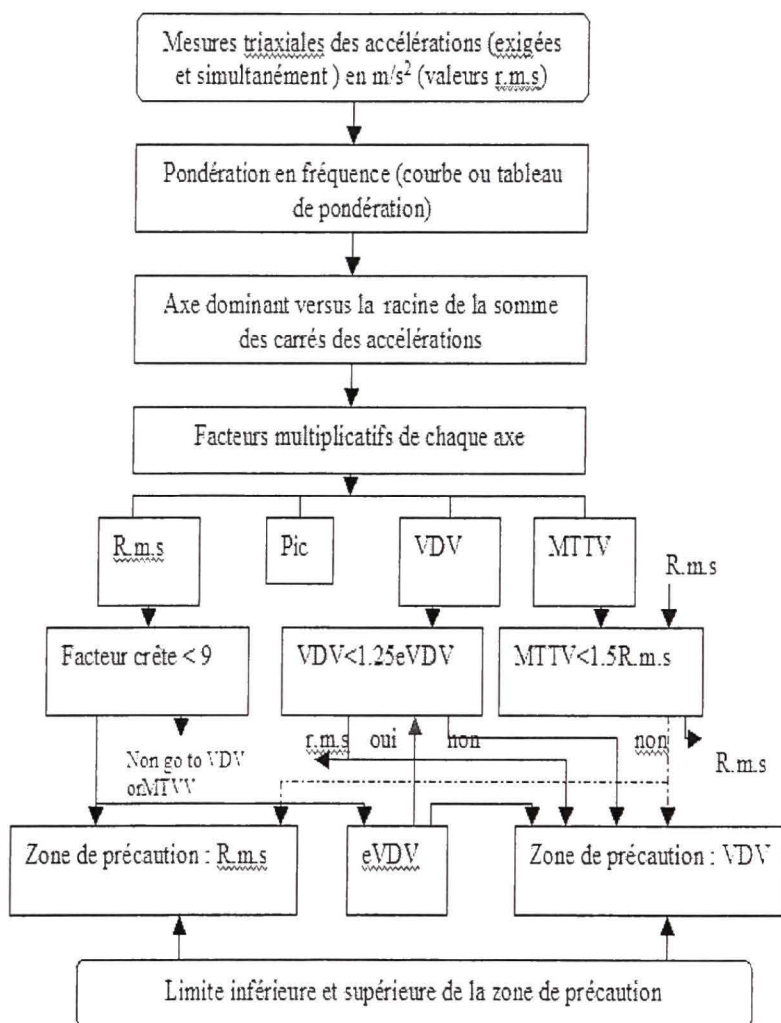


Figure 1.4 Méthode d'évaluation selon l'ISO2631-1997, [73]

1.4.1.2 Méthode classique

La méthode classique utilise l'accélération efficace pondérée en fréquence pour évaluer la gravité du signal. L'accélération efficace pondérée donne une indication sur la sévérité du signal reçu, elle ramène le signal à une grandeur scalaire.

L'accélération efficace, exprimée en m/s^2 est définie comme suit :

$$a_w = \left[\frac{1}{T} \int_0^T a_w^2(t) dt \right]^{1/2} \quad (1.1)$$

où $a_w(t)$ est l'accélération pondérée en fréquence en fonction du temps et T est la durée de mesure en seconde.

Les fonctions de pondération utilisées pour calculer l'accélération pondérée, sont des filtres fréquentiels. La pondération de l'accélération reçue sur la bande de fréquences étudiée permet de tenir compte des variations de sensibilité du corps humain en fonction de la fréquence et de l'amplitude. La norme actuelle fixe des limites à respecter pour préserver la santé ou le confort des opérateurs. Elle prend en compte certains facteurs comme la durée d'exposition, les points et directions d'entrée dans l'organisme, ainsi que la dépendance de la sensibilité à la fréquence. Elle est pourtant beaucoup critiquée, car elle ne prend pas en compte les disparités individuelles, pas plus que la nature des vibrations reçues. De toute façon, si cette norme est utile pour donner une limite quotidienne d'exposition aux vibrations, il faut utiliser d'autres méthodes pour estimer le risque à long terme dû à une exposition prolongée aux vibrations. Toutefois, la méthode classique d'évaluation n'est pas valable dans tous les cas. Le facteur de crête permet de qualifier le signal étudié. Ce facteur est défini par le module du rapport entre le plus grand écart instantané entre le signal crête pondéré en fréquence et sa valeur efficace. Lorsque le signal contient des chocs occasionnels ou lorsque le facteur de crête est supérieur à 9, l'évaluation par l'accélération efficace pondérée ' a_w ', des vibrations reçues n'est plus valable. Cette valeur sous estime alors l'intensité du signal. On

peut, dans ces cas là, utiliser d'autres méthodes d'évaluation. La norme BS 6841 diffère de la norme ISO sur ce point, elle conseille l'utilisation de la méthode de quadri-puissance (« The fourth power vibration dose method ») pour la préservation de la santé et pour la préservation du confort lorsque le facteur de crête est supérieur à 6. Boileau et al [77] (1988), ont prouvé que l'utilisation de la méthode ISO 2631, en comparaison avec la méthode de quadri – puissance, pour laquelle le facteur de crête est important, peut conduire à des estimations de doses de un à trois fois plus faibles pour le confort et de un à sept fois plus faibles pour la santé, dépendant de la valeur du facteur de crête des signaux. Dans le cas où la méthode d'évaluation classique risque de sous-estimer les effets des vibrations (facteurs de crête élevés, chocs occasionnels, vibration transitoire), il convient de déterminer également l'une des autres mesures décrites ci-après, à savoir la valeur efficace mobile MTVV ou la méthode de quadri puissance.

1.4.1.3 Méthode de la valeur efficace mobile (MTVV)

La méthode de la valeur efficace mobile tient compte des chocs occasionnels et des vibrations transitoires en faisant intervenir une constante de temps d'intégration courte. L'intensité des vibrations est définie comme le maximum de la vibration transitoire (MTVV), donné comme le maximum dans le temps de $a_w(t_0)$, défini par:

$$a_w(t_0) = \left[\frac{1}{T} \int_{t_0-T}^{t_0} a_w^2(t) dt \right]^{1/2} \quad (1.2)$$

$$\text{MTVV} = \max \{a_w(t_0)\} \quad (1.3)$$

1.4.1.4 Méthode de Quadri-puissance (VDV)

La méthode de quadri puissance (ou racine quatrième de la dose vibratoire) est plus sensible aux pics d'accélération que la méthode d'évaluation classique, car comme le Kurtosis, elle utilise la puissance quatrième au lieu de la variation temporelle de

l'accélération comme base de calcul de la moyenne. La puissance quatrième de la valeur de dose de vibration (VDV) :

$$VDV = \left[\int_0^T a_w^4(t) dt \right]^{1/4} \quad (1.4)$$

où $a_w(t)$ est l'accélération pondérée en fréquence instantanée et T est la durée du mesurage.

1.4.1.5 Dose d'accélération D_k en cas des chocs multiples

La dose d'accélération, D_k , en mètres par seconde carrée, dans la direction k, est définie selon l'équation suivante:

$$D_k = \left[\sum_i A_{ik}^6 \right]^{1/6} \quad (1.5)$$

où A_{ik} est la ie valeur crête de l'accélération de la réponse $a_{ik}(t)$ et $k = x, y$ ou z .

Une valeur crête, dans cette formulation, est définie ici comme la valeur absolue maximale de l'accélération de la réponse entre deux passages à zéro consécutifs. Pour les directions x et y, les valeurs crêtes négatives et positives doivent être comptées. Pour la direction z, seules les valeurs crêtes positives doivent être comptées (la compression de la colonne vertébrale revêt un intérêt primordial pour la sévérité de l'exposition). Pour le calcul de la dose, les valeurs crêtes d'une amplitude significativement plus faible (d'un facteur de trois ou plus) que la valeur crête la plus élevée ne contribueront pas de manière significative à la valeur associée au terme de la puissance sixième de l'équation (1.5) et peuvent ainsi être négligées. Pour l'évaluation des effets sur la santé, il est utile de déterminer la dose quotidienne moyenne, D_{kd} , en mètres par seconde carrée, à laquelle un individu est exposé, en utilisant l'équation suivante:

$$D_{kd} = D_k \left[\frac{t_d}{t_m} \right]^{\frac{1}{6}} \quad (1.6)$$

où t_d est la durée d'exposition quotidienne et t_m est la durée pendant laquelle D_k a été mesurée.

1.4.2 Estimation de la limite théorique de fatigue sous excitation aléatoire

Thomas *et al* [18-20] proposent une méthode analytique permettant de prédire la vie des vertèbres lombaire avant rupture sous excitation aléatoire. Cette méthode suppose une excitation aléatoire. Dans le cas de l'analyse en fatigue sous excitation aléatoire, Steinberg [107] propose d'appliquer la règle des 3 sigmas afin d'estimer un indice de dommage cumulatif R . Cet indice R peut être défini, selon la règle de Miner, en fonction du nombre de cycle total accumulé avant dommage N_i et du nombre de cycles accumulés n_i avant d'atteindre les niveaux de vibration 1σ , 2σ et 3σ :

$$R = \frac{n_1}{N_1} + \frac{n_2}{N_2} + \frac{n_3}{N_3} \quad (1.7)$$

Quand un individu est exposé à des vibrations aléatoires, le niveau de vibration efficace (1σ) est atteint pendant 68% du temps, un niveau égal à 2 fois le niveau efficace (2σ) est atteint pendant 27% du temps et un niveau égale à 3 fois le niveau efficace (3σ), considéré comme le niveau crête, est atteint pendant 4% du temps. Ces critères temporels ont permis à Thomas *et al* de définir un indice de dommage cumulatif R pour les conducteurs de véhicules, en se basant sur la règle des 3 sigmas.

1.4.3 Évaluation du risque pour la santé selon ISO 2631-97 [73]

Pour évaluer la compatibilité d'un environnement vibratoire avec la santé, l'accélération pondérée efficace doit être calculée pour chacune des directions de l'espace pour lesquelles une accélération est transmise au sujet. L'évaluation de la sévérité du signal reçu doit être

faite indépendamment pour chaque direction. Pour étudier l'impact des vibrations reçues sur la santé de la population qui nous intéresse, on utilisera les vibrations les plus sévères, toutes directions confondues, transmises par l'intermédiaire de l'assise. La durée pendant laquelle le sujet est soumis aux vibrations doit être prise en compte, car l'effet des vibrations est lié à l'énergie reçue. Deux expositions journalières sont équivalentes lorsque :

$$a_{w1}T_1^{1/2} = a_{w2}T_2^{1/2} \quad (1.8)$$

La figure 1.5 illustre les zones de sécurité (entre les lignes pointillées) à respecter pour préserver le confort des sujets soumis à des vibrations quotidiennes.

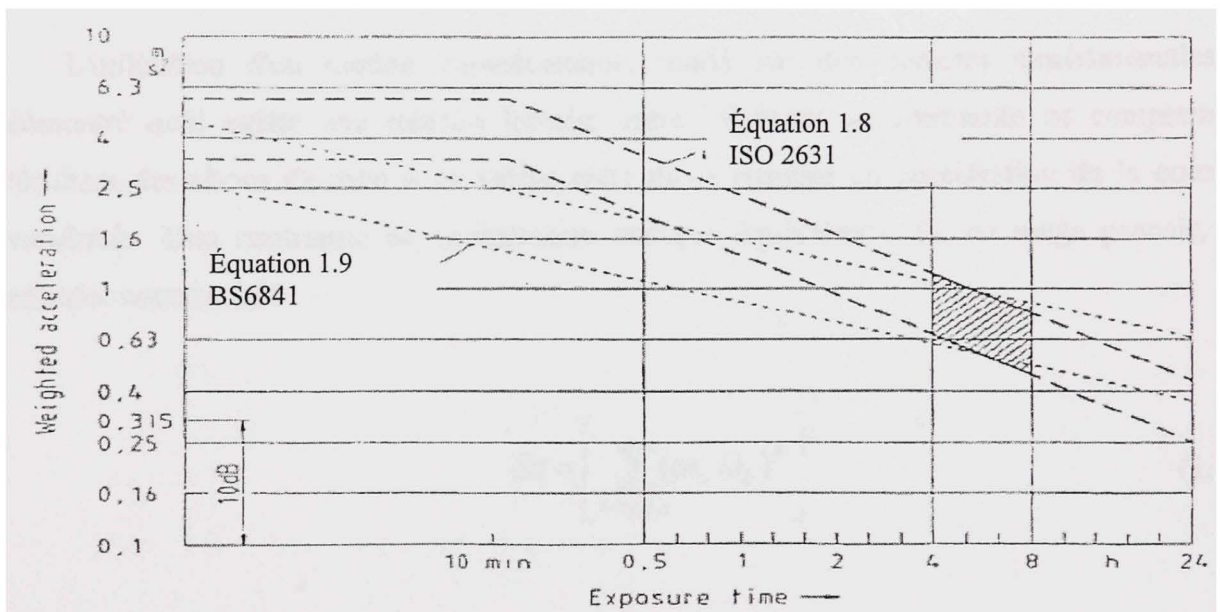


Figure 1.5 Seuils vibratoires compatibles avec la préservation du confort des sujets soumis à des vibrations quotidiennes.

Tirée de l'ISO2631-1997 [73]

Cette zone dépend de l'accélération pondérée efficace et de la durée pendant laquelle le sujet est soumis aux vibrations.

La norme BS6841 [76] utilise une dépendance au temps différente, définie par l'équation [1.9]. Cette équation définit une nouvelle zone de sécurité, indiquée sur la figure 1.5.

$$a_{w1}T_1^{1/4} = a_{w2}T_2^{1/4} \quad (1.9)$$

Les études utilisées pour définir ces zones de sécurité se basent sur des durées comprises entre 4 et 8 heures. Les recommandations doivent être considérées avec prudence pour des temps d'exposition plus courts.

1.4.4 Évaluation du risque pour la santé en cas de chocs multiples [ISO2631-5-2004 [75]]

L'utilisation d'un modèle biomécanique, fondé sur des données expérimentales, a démontré qu'il existe une relation linéaire entre l'élément de contrainte de compression résultant des chocs d'entrée et la valeur crête de la réponse en accélération de la colonne vertébrale. Une contrainte de compression statique équivalente, S_e , en mégapascals, est calculée comme suit:

$$S_e = \left[\sum_{k=x,y,z} (m_k D_k)^6 \right]^{1/6} \quad (1.10)$$

où D_k est la dose d'accélération dans la direction k . Les valeurs recommandées de m_k sont, dans chaque direction : $m_x = 0,015 \text{ MPa}/(\text{m/s}^2)$; $m_y = 0,035 \text{ MPa}/(\text{m/s}^2)$; $m_z = 0,032 \text{ MPa}/(\text{m/s}^2)$.

La dose de compression statique équivalente quotidienne, S_{ed} , est obtenue en normalisant D_k à la dose d'accélération D_{kd} pour la durée d'exposition quotidienne moyenne selon l'équation suivante :

$$S_{ed} = \left[\sum_{k=x,y,z} (m_k D_{kd})^6 \right]^{\frac{1}{6}} \quad (1.11)$$

En règle générale, un facteur R peut être défini pour servir à évaluer les risques d'atteinte à la santé liés à la dose d'accélération de la réponse humaine. Il convient de calculer R par séquences, en tenant compte de l'augmentation de l'âge au fur et à mesure que la durée d'exposition augmente. Il est défini comme suit:

$$R = \left[\sum_{i=1}^n \left(\frac{S_{ed} \cdot N^{\frac{1}{6}}}{S_{ui} - c} \right)^6 \right]^{\frac{1}{6}} \quad (1.12)$$

où :

- N est le nombre de jours d'exposition par an;
- i est l'indice an;
- n est le nombre d'années d'exposition;
- c est une constante représentant la contrainte statique due au simple poids du corps;
- S_{ui} est la charge compressive de rupture des vertèbres du rachis pour une personne âgée de (b+ i) ans;
- b est l'âge auquel commence l'exposition.

Selon l'ISO 2631, une valeur de la constante 'c' égale à 0,25 MPa peut généralement être utilisée. La valeur S_{ui} varie avec la densité osseuse des vertèbres, qui diminue généralement avec l'âge.

La relation suivante entre S_{ui} (en mégapascals) et b + i (en années) est issue d'études réalisées in vitro:

$$S_{ui} = 6,75 - 0,066 (b + i) \quad (1.13)$$

Il existe une variabilité humaine importante, $R < 0,8$ indiquant une faible probabilité d'apparition d'un risque d'atteinte à la santé, et $R > 1,2$ indiquant une forte probabilité d'apparition d'un risque d'atteinte à la santé.

Un calcul séquentiel pour une personne dont l'exposition commence à l'âge de 20 ans ($b = 20$) atteindra la valeur $R = 0,8$ à l'âge de 65 ans ($n = 45$) si la dose quotidienne Sed est égale à 0,5 MPa. La même personne atteindra la valeur $R = 1,2$ à l'âge de 65 ans si la dose quotidienne Sed est égale à 0,8 MPa. Ce calcul se fonde sur 240 jours d'exposition équivalente (N) par an. Pour l'application à un autre nombre de jours d'exposition par an, les limites appropriées de Sed sont obtenues en multipliant les valeurs 0,5 MPa et 0,8 MPa par $(240/N)^{1/6}$.

1.5 Les études de fatigue des vertèbres

L'os, comme tous autres matériaux, est sujet à de la fatigue mécanique lorsqu'il est soumis à un chargement cyclique répétitif. Le chargement cyclique in vivo se produit soit dans des lieux de travail exposés aux vibrations mécaniques soit pendant des opérations de manipulation ou durant des activités de loisirs et sportifs. L'exposition continue du corps humain à des vibrations globales peut être à long terme origine de problèmes de maux de bas de dos due au cumul des microfissures dans les os (cortical et spongieux), les plateaux cartilagineux et les disques intervertébraux [1-20]. La rupture de l'os vertébral est importante sur le plan clinique ainsi que biologique. D'un point de vue clinique, les dommages et les déformations permanentes, sous un chargement cyclique, peuvent probablement affaiblir la résistance du corps vertébral [78, 79]. Le mécanisme de dommage causé par fatigue dans l'os peut initier les fissures et leur propagation jusqu'à la rupture. Biologiquement, le cumul des dommages sous un chargement cyclique répétitif est le responsable du déclenchement du mécanisme de remodelage de l'os. Puisque le remodelage in vivo de l'os cortical peut être déclenché avec l'apparition des dommages par fatigue, il est possible que le chargement cyclique agisse également en tant que stimulus pour lancer le mécanisme de remodelage d'os trabéculaire des vertèbres. Même si l'amplitude des charges dynamiques, causées par les

vibrations mécaniques, peut apparaître faible, une telle répétition de charge peut induire par fatigue des microfractures dans l'os causant des douleurs de bas de dos après une longue exposition. Le risque de dommage par fatigue mécanique peut être considéré comme non significatif pour les jeunes conducteurs, du au phénomène de régénération de l'os, mais il peut être critique pour les conducteurs âgés à cause de la perte des propriétés mécaniques de l'os (rigidité, densité osseuse) et des disques intervertébraux (dégénérescence discal) [17, 80 - 82].

Bien que de nombreuses études expérimentales et numériques aient été faites pour analyser le comportement mécanique du rachis lombaire, très peu d'entre elles touchent le comportement de fatigue à long terme des vertèbres lombaires :

- La première expérience sur la rupture par fatigue des vertèbres lombaire a été faite par Hardy et al [14]. Les auteurs ont examiné l'effet d'un chargement cyclique (compressif et de flexion) sur dix rachis lombaires frais et cinq rachis lombaire embaumé (cinq vertèbres avec les disques intervertébraux). La charge dynamique compressive appliquée variait de 500 N à 4500 N, et la fréquence du chargement était égale à 2 Hz. Sous compression, des fractures des vertèbres ont eu lieu après 1 290 000 cycles, alors que, pour ce mode de chargement, aucun dommage n'a pas été observé sur le disque intervertébral.
- Adams et al [15] ont effectué des essais de fatigue, sous flexion cyclique à une fréquence de 0,67 Hz, sur 41 unités vertébrales. La charge appliquée variait en fonction de l'âge, du sexe et du poids corporel, avec une valeur moyenne égale à 3 076 N. Des fractures au niveau des plateaux cartilagineux ont été observées sur 27% des spécimens testés au bout de 9 600 cycles. Ils ont également observé la formation de fissures radiales et latérales dans la partie postérieure de l'annulus des disques dégénérés.
- Liu et al [16] ont testé 11 segments lombaires. Une charge compressive à une fréquence de 0,5 Hz a été appliquée. L'amplitude de charge variait de 37% à 80% de la force compressive ultime des vertèbres. Les tests ont été conduits sous température ambiante. Pour des charges supérieures à 60% de la contrainte ultime. Les résultats ont montré qu'au bout de 2 000 cycles, une variation brusque du déplacement était observée sur cinq spécimens testés. Cette

variation, due à une perte irréversible de la taille des échantillons, a été interprétée comme un signe de fracture. Les fractures ont été observées dans l'os trabéculaire et dans les plateaux cartilagineux.

- Hansson et al [10] ont exposé 17 segments lombaires à un chargement sinusoïdal de compression (0,5 Hz). L'âge des spécimens testé était de 37 à 82 ans. Les tests ont été effectués à la température ambiante. L'amplitude de la charge appliquée variait de 60% à 100% de la force ultime de compression. Toutes les ruptures par fatigue ont été produites au bout de 950 cycles au maximum. Des dommages ont été observés sur l'os trabéculaire et sur les plateaux cartilagineux.
- Brinckmann et al [11] ont réalisé une étude sur 70 segments lombaires exposés à un chargement compressif triangulaire à une fréquence de 0.25Hz. Les tests ont été effectués à 37°C. La charge appliquée variait entre 20% et 70% de la force compressive ultime des unités vertébrales. L'arrêt des tests était contrôlé par l'évolution des courbes temps – déformation. Des fractures ont été observées principalement sur les plateaux cartilagineux. Les auteurs ont constaté qu'une charge de l'ordre de 30% de l'ultime pouvait être considérée comme une limite d'endurance in-vivo.
- Gordon et al, 1991 [83], ont mené des tests de fatigue (compression – flexion - rotation) sur 14 segments lombaires avec leur éléments postérieurs sous une fréquence de chargement de l'ordre de 1,5Hz. L'amplitude de la charge appliquée était de l'ordre de 1334N, durant une durée moyenne de 6,9 heures (3-13 heures), ce qui est équivalent à un nombre de cycles moyen de l'ordre de 36 750 cycles. 10 disques intervertébraux ont échoué par protrusion discale et quatre ont échoué par extrusion nucléaire à travers les déchirures discales.
- Holmes (1994) [84], a testé sept unités vertébrales en compression cyclique, dont l'âge des spécimens était entre 40 et 80 ans. La force appliquée est de l'ordre de 1 900N et la fréquence du chargement est égale à 0.5 Hz. Le critère de rupture adopté correspondait à un déplacement de 1,5 mm ou plus. La rupture a été observée sur cinq unités au niveau des plateaux cartilagineux au bout d'un nombre de cycle variant de 200 à 3 400 cycles (une moyenne de 1 300 cycles).

- Gallagher et al [13] ont testé trente-six segments lombaires (unités lombaires). Le chargement était formé d'une composante compressive et d'une composante de cisaillement pour simuler la levée d'une charge de 9 kg dans trois angles de flexion du tronc (0° , $22,5^\circ$ et 45°). L'amplitude des charges appliquées variait de 25% à 60% de la force de compression ultime. Chaque segment a été soumis à une charge statique (fluage) pendant 15 min puis était soumis à une charge dynamique à 0,33 Hz jusqu'à la rupture où jusqu'à un nombre maximal de cycles égale à 10 000 cycles. Sous des charges supérieures à 40%, 25 segments ont été brisés par fatigue avant les 10 000 cycles. Tous les spécimens ont été inspectés visuellement et sectionnés afin de déterminer le mode de défaillance. Différents modes de rupture ont été révélés, y compris des fractures des plateaux cartilagineux, des fractures vertébrales et/ou des perturbations sur les articulations zygapophysiales. Un nouveau système de classification de la nature des fractures des plateaux cartilagineux a été développé dans cette étude. Ce système de classification de la fracture complète celui identifié par Brinckmann et al [11]. Il en est ressorti que les plateaux cartilagineux et l'os spongieux des vertèbres semblent être les tissus les plus susceptibles à être endommagés [10-17]. Des fractures vertébrales et de perturbation des articulations zygapophysiales ont également été observées en compression. Cependant, les dommages des disques intervertébraux sont moins fréquents en compression pure. Des lésions discales ont été observées lors d'un chargement compressif combiné avec une flexion [13, 15, 83] ou avec une torsion axiale. Des recherches faites sur des disques d'animaux montrent que l'hernie discale peut aussi être causée par de multiples flexions-extensions sous des charges modérées.

D'autre part, plusieurs auteurs ont développé des modèles numériques pour décrire le comportement en fatigue de l'os cortical [85-91] et le comportement en fatigue de l'os trabéculaire. Guo et al [90] ont modélisé en 2D, l'os trabéculaire comme une structure idéale en nid d'abeilles, composé d'un ensemble de cellules hexagonales. Chaque trabecula a été modélisé comme une poutre élastique linéaire avec les propriétés de l'os cortical. Taylor et al [91] ont simulé le comportement en fatigue des os spongieux en reposant sur l'hypothèse que le comportement en fatigue de l'os trabéculaire est similaire à celui de l'os cortical. Bien que ces études fournissent des informations multiples sur la fatigue des os, elles ne sont pas en

mesure de fournir une idée claire sur le comportement de fatigue des vertèbres au complet, sur les éléments les plus susceptibles à être endommagés, et sur le mécanisme de rupture par fatigue des vertèbres lombaires entières.

En conclusion, l'hypothèse que les maux de bas de dos proviennent des vibrations mécaniques de basse et moyenne amplitude qui génèrent par fatigue, des microfissures dans l'os spongieux et les plateaux cartilagineux, mérite d'être étudiée. Cet aspect est justifié à l'aide des expérimentations réalisées in vitro. Mais selon les normes en vigueur ainsi que les études épidémiologiques, les maux de bas de dos peuvent être dus aussi aux lésions des tissus mous. D'où l'existence de deux courants de pensée en ce qui a trait aux maux de dos provenant possiblement des vibrations : l'hypothèse qu'ils sont dus aux lésions des tissus mous et l'hypothèse qu'ils sont dus aux dommages des os. Vue la complexité du problème traité, cette recherche s'intéresse à l'hypothèse que les maux sont dus aux dommages des os. Le logigramme suivant (Figure 1.6) montre une schématisation du problème et les objectifs de cette recherche. Il montre aussi les paramètres, pouvant influencés le comportement mécanique des os, à analyser dans cette étude. Le comportement en fatigue des vertèbres dépend de l'interaction des comportements de toutes les composantes (l'os trabéculaire, l'os cortical, cartilage, disques intervertébraux). Comme les données sur les limites de l'endurance des vertèbres entières ne sont pas disponibles, les résultats des tests de fatigue sur d'autres os (os cortical, os trabéculaire, cartilage, et disque intervertébrale) ont été utilisés pour simuler le comportement de fatigue de l'ensemble des vertèbres lombaires.

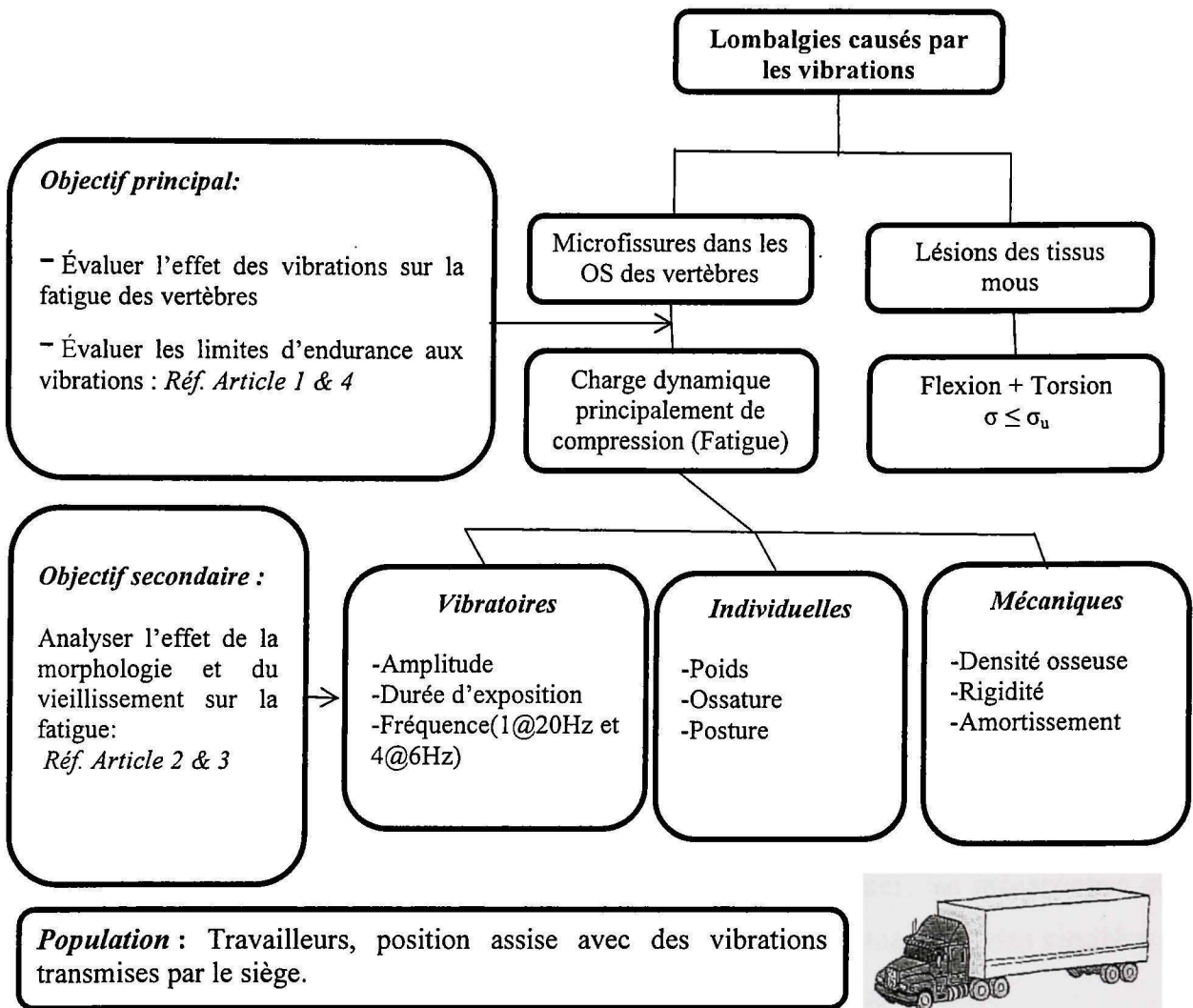


Figure 1.6 Logigramme résumant la problématique et les objectifs de la recherche.

1.6 Modélisations des vertèbres

L'analyse du comportement de fatigue des vertèbres sera traitée à l'aide de méthode des éléments finis en employant un modèle paramétré. En raison de la complexité des vertèbres, peu de modèles numériques ont été développés afin de simuler le comportement de fatigue des vertèbres entières. Avant de présenter le modèle adopté, nous allons procéder à une analyse de ce qui existe en matière de modèle vibratoire, afin d'éclairer les avancées offertes par le modèle, et de justifier le choix de notre modélisation.

1.6.1 Les modèles de type masse-ressort amortisseur

De nombreux modèles discrets de type masse-ressort-amortisseur ont été développés pour représenter le comportement dynamique vibratoire du corps humain dans différentes postures, et pour différentes directions. Ces modèles sont construits par identification à une ou plusieurs réponses particulières : masse apparente, impédance mécanique, transmissibilité d'un segment du corps (tête, thorax, épaule ...), et peuvent aller du modèle très simplifié à un seul degré de liberté au modèle non-linéaire à plusieurs degrés de liberté. Plus un modèle possède de degrés de liberté, plus il sera en mesure de simuler la réponse du corps humain aux vibrations, dans sa globalité. Les modèles linéaires ne permettent de modéliser le comportement du corps humain que pour une situation donnée (posture, environnement) et un stimulus donné, leur plage d'utilisation est très restreinte. En revanche, ils sont faciles à mettre en œuvre et à utiliser. L'évaluation des principaux modèles par rapport à différentes grandeurs calculées [92] montre clairement les limitations d'une modélisation simpliste. Boileau et al [92] a étudié les réponses de certains des modèles de type masse-ressort-amortisseur du corps humain. Les résultats de Boileau montrent que ce type de modélisation atteint rapidement ses limites. Les modèles ne permettent de simuler que quelques réponses ciblées, et ils ne sont pas en mesure de représenter, ni d'expliquer, les mécanismes et les mouvements liés aux résonances. Pour ce faire, il convient d'évoluer vers des modèles plus complexes, dont les paramètres sont liés à la morphométrie du corps humain.

1.6.2 Les modèles de type corps rigide

Le modèle de type corps rigide est un modèle de type masse-ressort plus complexe. Il constitue l'étape intermédiaire entre la modélisation masse-ressort, et la modélisation par éléments finis. Le corps humain est représenté par des éléments rigides, reliés entre eux par des ressorts ou des amortisseurs. Les masses rigides prises en compte sont en rapport avec la morphométrie d'un être humain, et les degrés de liberté sont situés au niveau des articulations. De nombreux modèles ont été développés pour combler l'insuffisance des modèles masse-ressort. Verver (2003) [93] présente un modèle humain multi-corps, MADYMO, constitué de corps rigides, de ressorts et d'amortisseurs permettant de prédire les

forces de compression, de tension et de cisaillement au niveau de toute la colonne vertébrale. Fritz (2000) [94] présente un modèle du corps humain également constitué de corps rigides prédisant les forces agissant sur le rachis lombaire et les vertèbres cervicales. Ainsi les modèles masse-ressort et corps rigides sont d'utilisation simple et peu coûteux. Ils constituent un outil de prédiction performant lorsqu'ils sont utilisés dans leurs limites de validité. Le principal inconvénient de ces modèles est leur manque de bio-fidélité, et l'étroitesse de leur plage d'utilisation. Une modélisation simple ne permet de prendre en compte que des réponses globales, et ne peut pas expliquer les phénomènes mis en jeu.

1.6.3 Les modèles par éléments finis

En fait, le corps humain a un comportement fortement non linéaire, de par ses caractéristiques mécaniques. L'extension du principe de modèle discret de type masse-ressort-amortisseur est la modélisation numérique continue de type par éléments finis qui permet, par discrétisation d'une structure, d'en modéliser le comportement mécanique. Pour comprendre, prédire, et limiter la transmission des vibrations au corps humain, il est nécessaire d'évoluer vers des modélisations plus fines, qui tiennent autant compte des caractéristiques anthropométriques du corps, que des caractéristiques mécaniques des tissus. Une modélisation bio-fidèle du corps humain, en termes d'anthropométrie, et de comportement mécanique, permet d'apporter des éléments de compréhension sur les mécanismes de transmission des vibrations, sur les organes principalement concernés, sur les efforts internes engendrés. Une fois validé, le modèle permet d'optimiser les paramètres environnants au regard de différentes réponses. De nombreux modèles par éléments finis du corps humain, ou de segments du corps humain, ont été développés pour de nombreuses applications, telles que l'orthopédie ou la sécurité automobile. La littérature montre plusieurs modèles numériques pour la prédiction du comportement humain face aux vibrations du corps entier. Plusieurs modèles par éléments finis ont été proposés pour étudier le comportement dynamique du rachis et de la colonne vertébrale [95-104]. Ces études ont fourni plusieurs informations concernant le comportement dynamique des segments lombaires. Kitazaki et Griffin (1997) [95] ont développé un modèle par éléments finis

bidimensionnel du corps humain afin d'étudier les vibrations du corps global. Des éléments de poutres, ressorts et masses ont été utilisés pour modéliser la colonne, le bassin, la tête, les viscères et les tissus fessiers. Buck et Woelfel (1998) [96] ont développé un modèle par éléments finis 3-D dynamique avec une représentation détaillée du rachis lombaire et des muscles du dos. Le modèle comprend un comportement non linéaire des ligaments et des contacts au niveau des surfaces articulaires. Ce modèle complet d'une personne assise modélise le tronc supérieur du corps humain en utilisant des corps rigides. Pankoke et al (2001) [97] ont présenté une version simplifiée, linéaire du modèle de Buck et Woelfel (1998). Cependant, les modèles par éléments finis existants ne permettent pas d'expliquer ni de comprendre un certain nombre de phénomènes observés, tels que : l'effet de la posture sur le comportement mécanique du rachis, l'influence de certains paramètres morphométriques particuliers (taille des vertèbres, poids corporel), ou l'influence des caractéristiques mécaniques des tissus (amortissement, densité osseuse, rigidité, vieillissement). De plus, pour quantifier le rôle de la vibration chronique du corps global sur les changements géométriques et structuraux et sur les fractures par fatigue, il est essentiel d'évaluer la distribution des contraintes et des déformations dans les différents éléments du rachis. Ceci est difficile, voir impossible à réaliser expérimentalement. La méthode des éléments finis semble donc être une bonne solution à ce problème. Bien que la modélisation des vertèbres d'un individu bien défini soit plus fiable et pour pouvoir tenir compte très rapidement des diversités morphologiques de chaque individu, une modélisation par éléments finis paramétriques [101] peut être préférable, au détriment de la perte de précision. Les équations paramétriques des vertèbres lombaires et des disques ont été établies par Lavaste et al (1992) [101]. James et al (1986) [105] en a donné des dimensions morphométriques mesurées sur différents corps vertébraux (Figure 1.7). Les angles de courbures [106] peuvent être introduits pour une posture assise en respectant les valeurs des angles de lordose lombaire (angle $\theta=15^\circ$: posture intermédiaire) (Figure 1.8).

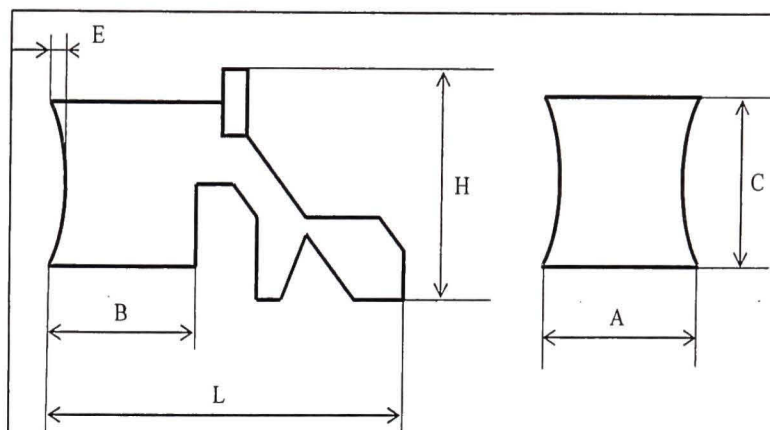


Figure 1.7 Principaux paramètres des vertèbres lombaires.
Tirée de la référence [101]

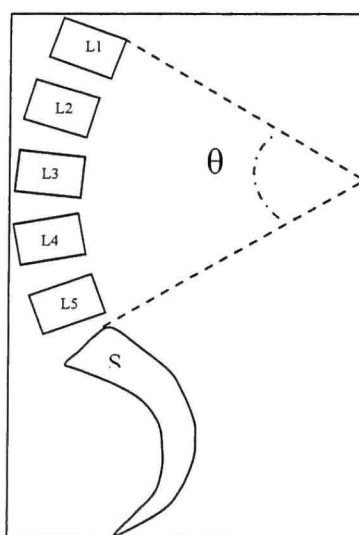


Figure 1.8 Courbure du rachis lombaire. L'angle θ illustre les courbures lombaire en position assise: posture lordose $\theta \geq 25^\circ$; posture fléchi, $\theta \leq 5^\circ$.

1.7 Méthodologie de recherche

Le logigramme ci-dessous (Figure 1.9) montre l'architecture ainsi que la méthodologie adoptée dans cette recherche. Basé sur les résultats publiés dans l'étude expérimentale (in-vitro) de Brinckmann (1988), une analyse statistique sera conduite afin de modéliser le

comportement de fatigue des vertèbres en considérant les paramètres âge, densité osseuse des spécimens testés et contrainte dynamique appliquée.

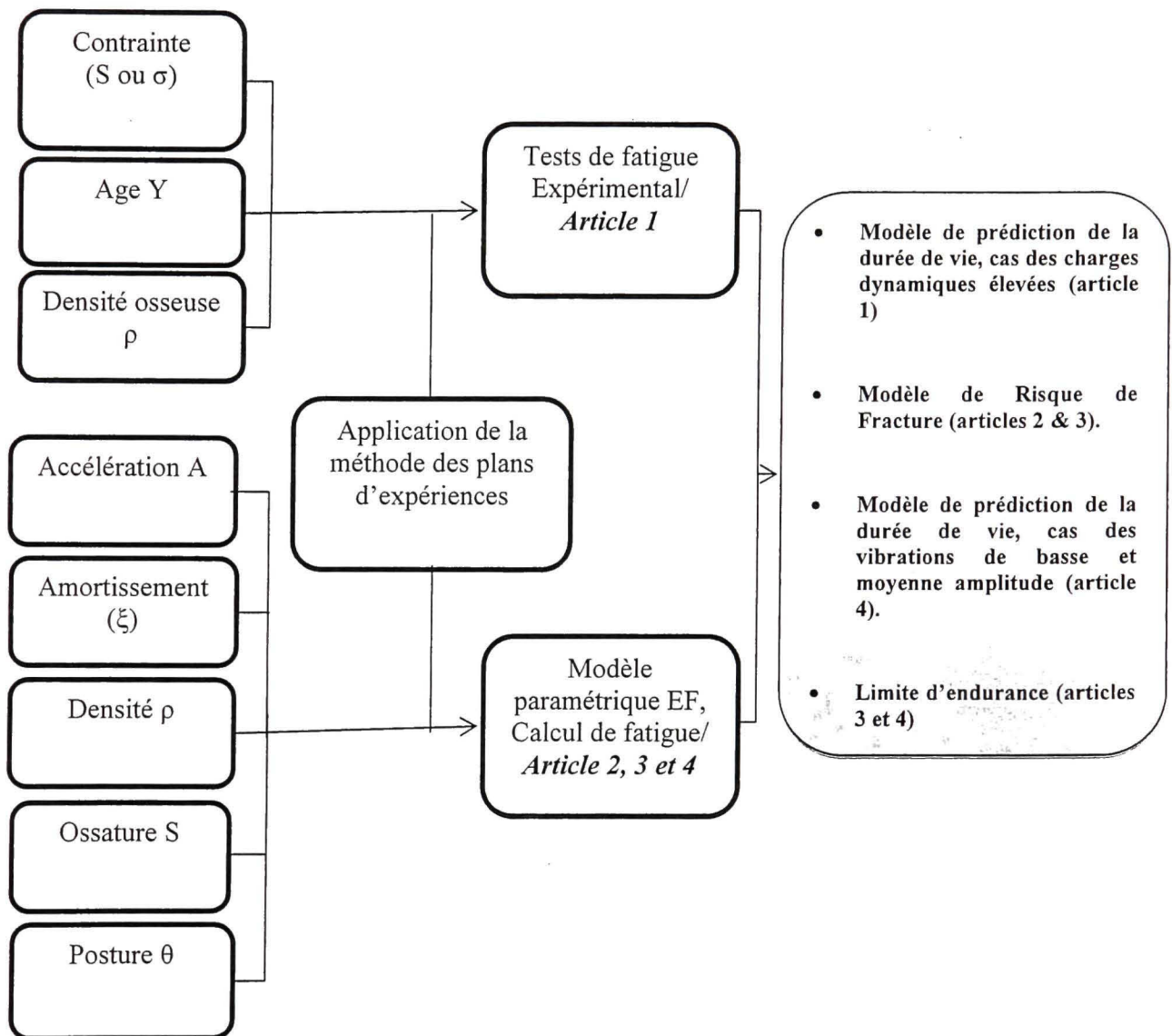


Figure 1.9 Logigramme montrant la méthodologie adoptée dans cette recherche.

L'objectif de cette analyse est de démontrer qu'en considérant des paramètres outre la contrainte, il est possible de modéliser le comportement en fatigue des vertèbres, chose qui n'est pas fait avant (pour référence, voir l'article 1). De plus, cette analyse préliminaire,

présentée dans l'article 1, pourra nous aider à justifier le choix des paramètres (vibratoires, individuels et mécaniques) ayant une influence significative sur le comportement de fatigue des vertèbres exposées aux vibrations de basse et moyenne amplitude (long terme).

Le deuxième volet de cette recherche est basé sur un modèle d'éléments finis paramétrique. Cette partie est composée de trois sections distinctes mais complémentaires. La première section est créée pour des fins de validation du modèle d'éléments finis paramétriques (aux travers des forces, des fréquences et des modes propres, et des impédances) et pour introduire la notion du risque de dommage des os (article 2).

La deuxième section (article 3) est consacrée pour modéliser le risque de dommage et pour analyser l'effet des paramètres vibratoires, individuels et mécaniques sur le facteur de risque de dommage des vertèbres du rachis.

Dans la dernière partie (article 4), on présente une démarche théorique basée sur la méthode des éléments finis pour modéliser le comportement de fatigue long terme des vertèbres entières et pour prédire leur limite d'endurance.

CHAPITRE 2

DÉVELOPPEMENT D'UN MODÈLE STATISTIQUE DE PRÉDICTION DE LA DURÉE DE VIE DU RACHIS LOMBAIRE, DÉPENDANT DE LA CONTRAINTE APPLIQUÉE, DE L'ÂGE ET DE LA DENSITÉ OSSEUSE

2.1 Présentation

Cet article est publié dans Pistes :

Ayari H., Thomas M. and Doré S., 2005. Développement d'un modèle statistique de prédiction de la durée de vie du rachis lombaire, dépendant de la contrainte appliquée, de l'âge et de la densité osseuse. IRSST, Pistes, 7 (2), 1-14.

Dans cet article, nous démontrons que le comportement en fatigue des vertèbres lombaires dépend de la contrainte dynamique, de l'âge et de la densité osseuse du spécimen testé. Notre développement est basé sur l'analyse statistique des résultats publiés dans l'étude de Brinckmann, (1988), étant donné que c'est la seule étude expérimentale qui présente suffisamment d'essais qui tiennent compte de l'âge, de la densité osseuse et de la contrainte appliquée pour chaque test de fatigue. En fait, Brinckmann et al (1988), dans leur étude, n'ont pas essayé de modéliser une fonction analytique reliant le nombre de cycles avec le niveau de contrainte. Ceci est dû à la faiblesse du modèle, vu le faible nombre de cycles de rupture en fatigue et la grande variabilité des propriétés mécaniques et structurales des spécimens testés. Ils ont constaté qu'à des charges de moins de 30% de la force de rupture en statique, la défaillance était rare et ils ont conclu qu'un effort de 30% pourrait être considéré comme une limite d'endurance pour une exposition in vivo. Vu la grande dispersion des résultats observés par Brinckmann, nous avons pris l'initiative de regrouper ces données en classes, afin de pouvoir les analyser statistiquement. À partir des résultats classés, nous avons élaboré un plan d'expériences factoriel basé sur les variables indépendantes représentées par la contrainte appliquée, la densité osseuse et l'âge et en tenant compte d'une répétition.

2.2 Article

DÉVELOPPEMENT D'UN MODÈLE STATISTIQUE DE PRÉDICTION DE LA DURÉE DE VIE DU RACHIS LOMBAIRE, DÉPENDANT DE LA CONTRAINTE APPLIQUÉE, DE L'ÂGE ET DE LA DENSITÉ OSSEUSE

Ayari H., Thomas M. Ph.D. Doré S. Ph.D.

École de technologie supérieure, Montréal (Qc), Canada

1100, rue Notre-Dame Ouest Montréal (Québec) H3C 1K3.

Résumé

Du fait de l'inhomogénéité densimétrique et structurale des vertèbres entre les individus et du fait que la résistance osseuse dépende de la densité osseuse et de la continuité du réseau trabéculaire, qui change avec l'âge, on ne peut pas considérer que le comportement en fatigue des vertèbres dépende uniquement de la contrainte appliquée. Dans cette étude, un modèle de prédiction de durée de vie est proposé permettant d'évaluer le nombre de cycles de fatigue avant dommage en fonction de la contrainte appliquée, de la densité osseuse et de l'âge du spécimen. Vu leur grande dispersion, les résultats des essais de fatigue publiés par Brinckmann (1988) ont été classifiés afin de pouvoir être analysés par la méthode des plans d'expériences. Un modèle non linéaire présentant un coefficient de détermination R^2 de 94%, est établi. En comparant les valeurs prédites par ce modèle avec les résultats des essais de fatigue de Hansson (1987), on constate une certaine cohérence entre les résultats. Cette étude justifie l'hypothèse que la densité osseuse et l'âge outre la contrainte appliquée ont un effet sur la fatigue du rachis.

Abstract

Due to vertebral densimetric and structural inhomogeneity between individuals and due to the fact that vertebral resistance varies with bone density and discontinuities within the trabecular lattice, which change with age, vertebral fatigue behaviour cannot be considered as only depending with applied stress. In this study, a nonlinear model is proposed relating the number of cycles (N) with cyclic stress (S), bone density and age of the specimen. Due to their large dispersion, the results of fatigue tests published by Brinckmann (1988) have been classified in order to be analysed by using the method of design of experiments. A nonlinear model showing a coefficient of determination R^2 of 94% has been established. By comparing the values predicted by this model with the results of the fatigue tests conducted by Hansson (1987), a coherence may be noticed between the results. This study justifies the assumption that the bone density and the age in addition to the cyclic stress have significant effects on fatigue of rachis.

Mots clés : fatigue mécanique, vertèbres lombaires, densité osseuse, plan d'expérience, lésion lombaire, vibration du corps humain.

Keywords: mechanical fatigue, lumbar vertebrae, bone density, design of experiment, lumbar injury; human vibration.

2.2.1 Introduction

L'os, comme tous autres matériaux, est sujet à la fatigue mécanique lorsqu'il est soumis à un chargement cyclique répétitif. Le chargement cyclique *in vivo* se produit soit dans des lieux de travail exposés aux vibrations mécaniques soit pendant des opérations de manipulation ou durant des activités de loisirs et sportifs. Comme exemple, l'exposition continuelle du corps humain à des vibrations globales intenses peut être, à long terme, à l'origine de problèmes de lésions lombaires dues à des contraintes dynamiques (principalement de compression) dans la colonne vertébrale qui causent la fatigue des os et des micros-fissures dans l'os spongieux (Pope, 1998; Bovenzi, 1998; Magnusson, 1998; Seidel, 1998; Thomas, 1999; Thomas, 2004; Sandover, 1998).

La rupture par fatigue de l'os vertébral est importante sur le plan clinique ainsi que biologique. D'un point de vue clinique, les dommages et les déformations permanentes, sous un chargement cyclique, peuvent probablement affaiblir le corps vertébral (Burr, 1997; Kopperdahl, 2000). Le mécanisme de dommage causé par fatigue dans l'os cortical et trabéculaire peut initier les fissures et leur propagation jusqu'à la rupture finale. Des microfissures observées dans les vertèbres, ont contribué à la diminution de la résistance de rupture des vertèbres (Wenzel, 1996). Biologiquement, le cumul des dommages sous un chargement cyclique répétitif est le responsable du déclenchement du mécanisme de remodelisation de l'os. Puisque la remodelisation *in vivo* de l'os cortical peut être déclenchée avec l'apparition des dommages par fatigue, il est possible que le chargement cyclique agisse également en tant que stimulus pour lancer le mécanisme de remodelisation d'os trabéculaire des vertèbres.

L'os spongieux, représentant presque 90 % du volume total des vertèbres, a une structure poreuse et son rôle fondamental est d'absorber l'énergie (amortisseur). La porosité est une variable importante dans la détermination des propriétés mécaniques. Pour un tissu osseux normal, la porosité montre un rapport approximativement linéaire avec la densité apparente (masse/volume). Par ailleurs, la densité apparente d'un tissu osseux est représentative de la

quantité de tissu minéralisé. Mais le critère de contenu minéral d'un tissu osseux comme seul critère de différenciation entre les patients pour identifier les fractures vertébrales (ou non) est limitatif. Ces limitations exigent des études cliniques de suivi sur des centaines et parfois des milliers de patients, et ce sur plusieurs années, pour développer un résultat statistique suffisant pour l'analyse des effets de maladie et de traitement (Guglielmi, 1995 ; Melton, 2000).

Puisqu'il s'agit d'un solide hétérogène de cellules poreuses, les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire dépendent de la densité osseuse, de l'architecture, de la santé, des sites anatomiques, de la direction du chargement et du mode de chargement. La relation entre le vieillissement et la densité osseuse vertébrale est bien connue et très bien documentée dans la littérature scientifique (Ferguson, 2003, Ettinger, 2003 ; Myers, 1997). Aussi, ce n'est pas le sujet de cette étude. En fait, si l'âge augmente, la rigidité et la résistance de l'os diminuent de presque 10% par décennie (McCalden, 1997; Mosekilde, 1987). Les pathologies tels que l'ostéoporose et le cancer influent sur les propriétés mécaniques (Hipp, 1992, Pugh, 1974). La rigidité et la résistance de l'os spongieux dépendent fortement de la densité apparente. Ces relations varient en fonction des sites anatomiques, de l'âge et des maladies. Des relations de type linéaire et de puissance sont utilisées pour décrire la dépendance entre la rigidité et la résistance compressive avec la densité apparente de l'os dont leurs coefficients de détermination varient de 0.5 à 0.9 (Brinckmann, 1989 ; Keller, 1994; Ebbesen, 1999; Haidekker, 1999 ; Crawford, 2003).

Avec le vieillissement ou chez des patients souffrant du problème d'ostéoporose, une diminution de la densité minérale des vertèbres conduit à des changements morphologiques, incluant l'amincissement des trabécules, l'augmentation des espaces intratrabéculaires et la diminution de la connectivité entre les trabécules. Ce phénomène cause une perte de résistance, augmente la fragilité des vertèbres, le risque de fracture et de la rupture par fatigue (Silva, 1997, Mosekilde, 1993; Snyder, 1993; Goldstein, 1993 ; Fergusson, 2003, Ettinger, 2003 ; Myers, 1997).

Les paramètres tels que le sexe, la race, le tabagisme, l'état de santé et l'alimentation influent sur la densité osseuse et par conséquent aussi sur la résistance à la fatigue des vertèbres. Plusieurs considérations théoriques minent l'utilisation seule de la densité osseuse comme substitut des propriétés mécaniques des vertèbres (résistance à la compression, rigidité). En fait, la densité minérale de l'os est une valeur intégrale du contenant d'os et par conséquent, elle ne peut pas refléter les effets potentiels importants de différences structurales subtiles (Lochmuller, 2002) et des inhomogénéités densimétriques (Banse, 2001) sur la résistance des vertèbres. L'orientation et le modèle du réseau trabéculaire varient par contre dans chaque structure d'os. Il semble qu'il y ait un rapport entre la rigidité et le facteur de continuité de l'os spongieux (Carter, 1977; Ferguson, 2003). La diminution de la résistance vertébrale ne résulte pas seulement d'une diminution de densité osseuse, mais également du changement profond dans l'architecture et du mécanisme de remodelisation résultant du cumul des dommages sous un chargement cyclique (Ferguson, 2003). Les propriétés mécaniques (Su, rigidité,...) des vertèbres dépendent non seulement de la masse d'os (densité osseuse) mais également de la continuité du réseau trabéculaire, qui change avec l'âge (Silva, 1997, Mosekilde, 1993; Snyder, 1993; Goldstein, 1993 ; Ferguson, 2003). Des résultats cliniques (Parfitt., 1993) démontrent qu'avec le vieillissement, les ostéocytes, cellules responsables à la réparation des microfissures et également les macrofissures du tissu osseux, meurent et le phénomène de micro-ostéoporose, favorisant la fragilité de l'os, s'installe. De nombreuses recherches tentent d'inclure tous les paramètres significatifs, mais devant la complexité du problème, peu de résultats probants en découlent. Aussi, il est plus efficace d'être limitatif dans la sélection des paramètres afin d'apporter des résultats tangibles dans une approche pas à pas.

Dans cet article, nous cherchons à établir un modèle empirique de prédiction de la durée de vie de la partie antérieure de l'unité vertébrale et à étudier l'effet de la densité osseuse, de l'âge et de la contrainte appliquée sur la fatigue du rachis lombaire. Cette problématique est d'actualité et touche des domaines aussi variés que la biomécanique, la physiologie et la santé publique. Cette recherche a pour but d'apporter quelques éléments de réponse là où des

questions subsistent encore. Nous avons utilisé l'âge, la densité apparente de l'os et la contrainte appliquée dans la modélisation du phénomène de fatigue des vertèbres lombaires.

Notre développement est basé sur l'analyse statistique des résultats publiés dans l'étude de Brinckmann, (1988) vu que c'est la seule étude expérimentale qui présente suffisamment d'essais et qui tient compte de l'âge, de la densité et de la contrainte appliquée pour chaque test de fatigue. Brinckmann et al (1988), dans leur étude, n'ont pas essayé de modéliser une fonction analytique reliant le nombre de cycles avec le niveau de contrainte. Ceci est dû à la faiblesse d'un tel modèle pour les faibles cycles de rupture en fatigue et à la variabilité des propriétés mécaniques et structurales des spécimens testés. Ils ont constaté qu'à des charges de moins de 30% de la force de rupture en statique, la défaillance était rare et ils ont plutôt discuté du fait qu'un effort de 30% pourrait être considéré comme une limite d'endurance pour une exposition in vivo. Cette recherche a été liée principalement aux activités de levage et de manipulation. Les résultats des essais ont été présentés en fonction du niveau de la contrainte appliquée et de la probabilité de rupture.

Vu la grande dispersion des résultats observés par Brinckmann (tel qu'attendu dans ce type d'étude), nous avons pris l'initiative de regrouper ces données en classes (de la même façon qu'on doit le faire dans les études de fiabilité lorsque les résultats comportent des événements aléatoires, Thomas (2002)), afin de pouvoir les analyser statistiquement. À partir des résultats classés, nous avons élaboré un plan d'expériences factoriel basé sur les variables indépendantes représentées par la contrainte appliquée, la densité osseuse et l'âge et en tenant compte d'une répétition. La répétition des tests permet d'établir le facteur d'erreur du plan d'expériences.

2.2.2 Méthodologies

2.2.2.1 Modèle mathématique proposé

La plupart des modèles de fatigue proposés, tels celui de Lafferty (1979), sont basés sur le modèle suivant :

$$N = (S/S_{ui})^n \quad (2.1)$$

Où

S : contrainte appliquée;

S_{ui} : contrainte ultime de rupture;

n : exposant dépendant du matériau.

N : nombre de cycles avant qu'un dommage ne se manifeste.

2.2.2.2 Modèle non-linéaire

La fatigue de l'os vertébral peut dépendre en fait de plusieurs variables, tels le chargement, la densité osseuse, l'âge, la fréquence d'excitation vibratoire, le sexe, la posture et plusieurs autres facteurs. Pour simplifier l'étude, parmi ces variables, nous avons considéré la contrainte appliquée, la densité osseuse, l'âge et la fréquence du chargement appliqué (J.F.Lafferty, 1979 ; Pope,1998; Bovenzi, 1998; Magnusson, 1998; Seidel,1998; Thomas, 1999; Thomas, 2004). La méthode des plans d'expériences exige l'indépendance entre les facteurs étudiés. La densité osseuse dépend des facteurs suivants: sexe, tabagisme, alimentation et la race (ces facteurs sont confondus avec la densité osseuse), ce qui justifie le choix de la densité comme variable unique considérée. Les propriétés mécaniques (Résistance, rigidité,..) des vertèbres dépendent non seulement de la masse d'os (densité osseuse) mais également de la continuité du réseau trabéculaire, qui change avec l'âge (Silva, 1997, Mosekilde, 1993; Snyder,1993; Goldstein, 1993 ; Ferguson, 2003). Des résultats cliniques (Parfitt, 1993) démontrent qu'avec le vieillissement, les ostéocytes, cellules responsables de la réparation des microfissures et également des macrofissures du tissu osseux, meurent et le phénomène de micro-ostéoporose, favorisant la fragilité de l'os,

s'installe. Aussi, on peut se demander si la dépendance entre âge et densité est complète, ce qui justifie le choix à priori de l'âge comme variable outre la densité osseuse, l'âge, agissant aussi sur le comportement en fatigue des vertèbres. L'analyse des résultats montrera s'il y a indépendance ou non.

Si on suppose que toutes ces variables ayant une certaine indépendance sont mesurables et si la fréquence de chargement est constante, la réponse (durée de vie N en nombre de cycles) du système peut être exprimée comme :

$$N = F(S, A, D) \quad (2.2)$$

Où

S : contrainte appliquée.

D : densité osseuse.

A : âge du spécimen.

Dans cette étude, on propose un modèle original non linéaire de prédiction sous la forme suivante :

$$N = C.S^{*n_1}.D^{n_2}.A^{n_3} \quad (2.3)$$

où

- S^* : contrainte appliquée normalisée par rapport à la contrainte ultime moyenne telle que déterminée par Brinckmann et al (1988).
- D : densité osseuse (mg/ml).
- A : âge du spécimen (années).
- C : constante à déterminer d'après l'étude statistique des résultats expérimentaux;
- n_1, n_2, n_3 : exposants à déterminer d'après l'étude statistique des résultats expérimentaux.

2.2.2.3 Formulation linéaire

L'équation (2.3) peut être écrite sous la forme linéaire suivante :

$$\ln(N) = \ln(C) + n_1 \ln(S^*) + n_2 \ln(D) + n_3 \ln(A) \quad (2.4)$$

L'équation (2.4) peut être mise sous la forme :

$$\hat{Y} = Y - \epsilon = b_0 + b_1 X_1 + b_2 X_2 + b_3 X_3 \quad (2.5)$$

où \hat{Y} est la réponse théorique estimée (en échelle logarithmique).

Y : logarithme de la durée de vie N mesurée,

X_1, X_2, X_3 sont les transformations logarithmiques de la contrainte normalisée, de la densité et de l'âge,

b_0, b_1, b_2, b_3 sont estimés par la méthode des moindres carrés et ϵ est l'erreur expérimentale,

L'équation (2.5) peut également être transformée en un modèle polynomiale de second ordre selon :

$$\hat{Y} = Y - \epsilon = b_0 + b_1 X_1 + b_2 X_2 + b_3 X_3 + b_{11} X_1^2 + b_{22} X_2^2 + b_{33} X_3^2 + b_{12} X_1 X_2 + b_{13} X_1 X_3 + b_{23} X_2 X_3 \quad (2.6)$$

où :

\hat{Y} est la réponse théorique estimée (en échelle logarithmique).

Les b_{ij} sont estimés par la méthode des moindres carrés selon la formule suivante :

$$b_{ij} = (X^T X)^{-1} X^T Y \quad (2.7)$$

où

- X est la matrice de calcul,
- X^T transposée de X ,
- $X^T X$ matrice de variance,
- $(X^T X)^{-1}$ matrice de covariance et
- Y est la réponse mesurée : $\ln(N)$.

2.2.2.4 Plan d'expériences

En se basant sur l'étude de Brinckmann et al. (1988) effectuée sur 69 segments vertébraux exposés à une contrainte de compression cyclique (contrainte dynamique de forme

triangulaire) avec une fréquence de 0.25Hz, on a conduit un plan d'expériences afin de bien modéliser le phénomène. La contrainte appliquée S^* dans cette étude varie de 10 à 80% de la contrainte ultime. Pour réaliser un plan d'expérience complet, nous avons regroupé les résultats en classes (Tableau 2.1).

Tableau 2.1 Variables indépendantes du plan d'expériences

Conditions expérimentales et resultants				Codage			
S^*	D	A	N Cycles	X_1	X_2	X_3	Y
20	80	25	5000	-1	-1	-1	8.51719319
20	80	75	5000	-1	-1	1	8.43381158
20	120	25	5000	-1	0	-1	8.51719319
20	120	75	5000	-1	0	1	8.51719319
20	160	25	5000	-1	1	-1	8.51719319
20	160	75	5000	-1	1	1	8.51719319
40	80	25	3100	-0.333333	-1	-1	8.03915739
40	80	75	2460	-0.333333	-1	1	7.80791663
40	120	25	5000	-0.333333	0	-1	8.51719319
40	120	75	3400	-0.333333	0	1	8.13153071
40	160	25	5000	-0.333333	1	-1	8.51719319
40	160	75	5000	-0.333333	1	1	8.51719319
60	80	25	2700	0.333333	-1	-1	7.90100705
60	80	75	550	0.333333	-1	1	6.30991828
60	120	25	5000	0.333333	0	-1	8.51719319
60	120	75	800	0.333333	0	1	6.68461173
60	160	25	5000	0.333333	1	-1	8.51719319
60	160	75	1500	0.333333	1	1	7.31322039
80	80	25	177	1	-1	-1	5.17614973
80	80	75	25	1	-1	1	3.21887582
80	120	25	600	1	0	-1	6.39692966
80	120	75	75	1	0	1	4.31748811
80	160	25	4000	1	1	-1	8.29404964
80	160	75	820	1	1	1	6.70930434

Ces variables font apparaître :

- Quatre niveaux de contrainte S^* :
 - une valeur de 20% est estimée lorsque la contrainte varie de 10 à 30%,
 - 40% pour une contrainte variant de 30 à 50%,
 - 60% pour une contrainte qui varie de 50 à 70% et de
 - 80% pour une contrainte supérieure à 70%.
- Trois niveaux de densité osseuse D des vertèbres (mg/ml), soit :
 - 80mg/ml si la densité est inférieure à 100 mg /ml,
 - 120mg/ml pour une densité qui varie de 100 à 140 mg/ml et
 - 160mg/ml pour une densité supérieure à 140mg/ml.
- Deux niveaux d'âge A soit :
 - 25 si l'âge est inférieur à 50 ans et
 - 75 si l'âge du spécimen est supérieur à 50 ans.

Le codage est utilisé pour fins d'analyse statistique des effets des interactions entre les différents facteurs de différentes unités. Le codage améliore ainsi la précision des calculs et permet de comparer un facteur par rapport aux autres sans l'influence de leurs grandeurs. Ceci est intéressant pour déterminer l'importance relative de chaque facteur et le sens de sa contribution (+ ou -).

La variable codée a été définie par :

$$X_i = \frac{2 * \ln(X) - \ln(X_{\max} * X_{\min})}{\ln(X_{\max} / X_{\min})} \quad (2.8)$$

- X_i : Variable codée.
- X : Variable naturelle (contrainte appliquée, densité et âge du spécimen).
- X_{\min} : Variable naturelle à sa valeur minimale.
- X_{\max} : Variable naturelle à sa valeur maximale.

$$X_1 = 1.4427 \ln(S^*) - 5.3219$$

$$X_2 = 2.8854 \ln(D) - 13.644$$

$$X_3 = 1.8204 \ln(A) - 6.86$$

2.2.2.5 Analyse de variance (ANOVA)

L'analyse de variance (Anova) permet d'étudier les effets principaux des variables indépendantes ainsi que leurs interactions afin de connaître leurs effets combinés sur la variable dépendante. En fonction des variables significatives et de leurs interactions, une analyse de régression multiple sur l'équation linéarisée (2.6) va permettre d'établir un modèle empirique présentant un coefficient de détermination R^2 .

2.2.2.6 Validation du modèle

Pour qu'un modèle empirique soit valide, il doit respecter les exigences suivantes (Gérald, 1989) :

- Indépendances des résidus : En traçant les résidus en fonction de l'ordre des essais, nous devrions retrouver un profil entièrement aléatoire ;
- Homogénéité des variances : Il faut s'assurer que les résidus possèdent une variance homogène. Cette vérification se fait par l'entremise des graphiques des résidus en fonction des valeurs prédites et des résidus en fonction de chaque facteur significatif. En fait, si le modèle est adéquat et que les hypothèses sont satisfaites, alors les graphes des résidus ne devraient présenter aucune tendance particulière;
- Normalité des résidus : la vérification de la normalité des résidus consiste à positionner les résidus sur un graphique probabilité – Normale. Si la distribution des résidus est normale, alors le graphique devrait rassembler à une ligne droite (l'examen du graphique devrait surtout mettre l'emphasis sur les points centraux plutôt que sur les points extrêmes).

Le logiciel *Statgraphics V5.1* a été utilisé pour faire l'analyse statistique et réaliser l'analyse de variance (méthode ANOVA).

2.3 Analyse des résultats

2.3.1 Analyse de variance

Les résultats de l'analyse de variance, compilés au tableau 2.2, montrent que toutes les variables et les interactions d'ordre 2 impliquant la contrainte appliquée (contrainte – densité et contrainte – âge) ont un effet significatif sur la variable dépendante (P –value est très faible moins que 0.05), soit la durée de vie N (en nombre de cycles) avec une probabilité de 95% ($P < 0.05$). L'analyse de l'interaction triple n'a montré aucun effet significatif.

Tableau 2.2 Analyse de variance d'ordre 2 des variables indépendantes

Source	S.S (Sum of Squares)	df	MS (Mean Square)	F- Ratio	P-value
S*:Contrainte% (X_1)	29	3	9.7	1041	0.0000
D: Densité (X_2)	5.6	2	2.83	303	0.0000
A: Age :(X_3)	5	1	5	534	0.0000
S*D: ($X_1 X_2$)	6.6	6	1.1	118	0.0000
S*A: ($X_1 X_3$)	3.9	3	1.3	139	0.0000
D*A: ($X_2 X_3$)	0.15	2	0.075	8	0.02
Résidu	0.056	6	0.009		
Total corr.	50.6	23			

Les figures 2.1 et 2.2 montrent les interactions significatives d'ordre 2 entre contrainte-densité et entre contrainte – âge.

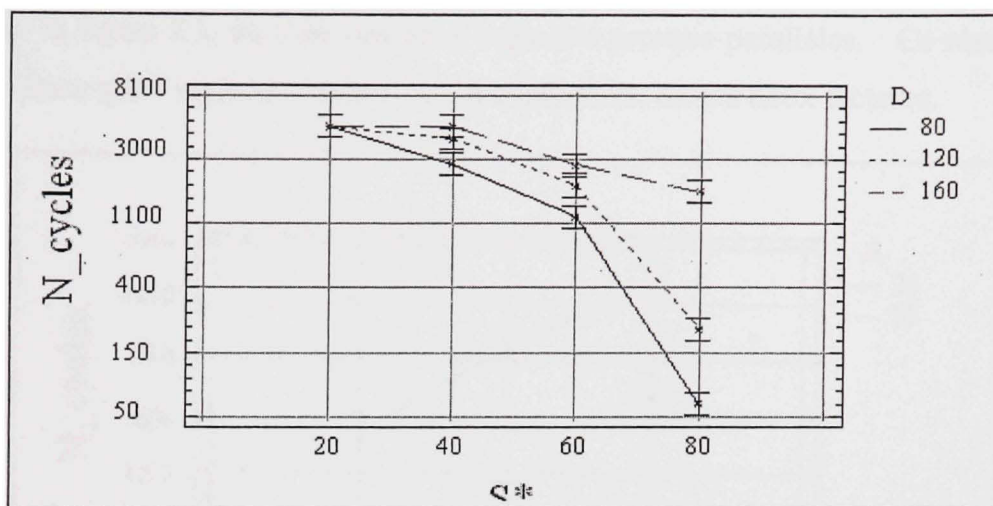


Figure 2.1 Effet de la densité (D) et de la contrainte (S^*) sur le nombre de cycles.

L'analyse des interactions montre que le nombre de cycles en fatigue avant rupture diminue, tel qu'attendu, lorsque la contrainte appliquée S^* est plus forte. Cet effet est d'autant plus significatif que la densité osseuse D est faible et que l'âge A est élevé. On constate que pour une contrainte S^* faible, de l'ordre de 20% de la contrainte ultime des vertèbres, les facteurs âge A et densité D ont un effet négligeable (effet non significatif) sur la durée de vie N du rachis lombaire.

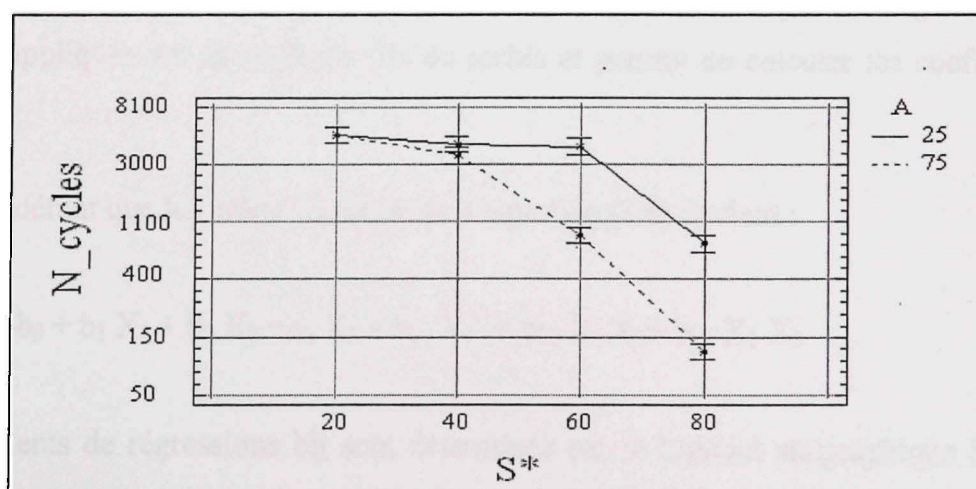


Figure 2.2 Effet de l'âge(A) et de la contrainte(S^*) sur le nombre de cycles.

L'interaction entre âge A – densité D est beaucoup moins significative ($P = 0.02$). Ceci est montré par la figure 2.3, où l'on voit deux segments presque parallèles. Ce résultat mitigé justifie le doute que l'on avait à priori sur l'indépendance de ces deux facteurs.

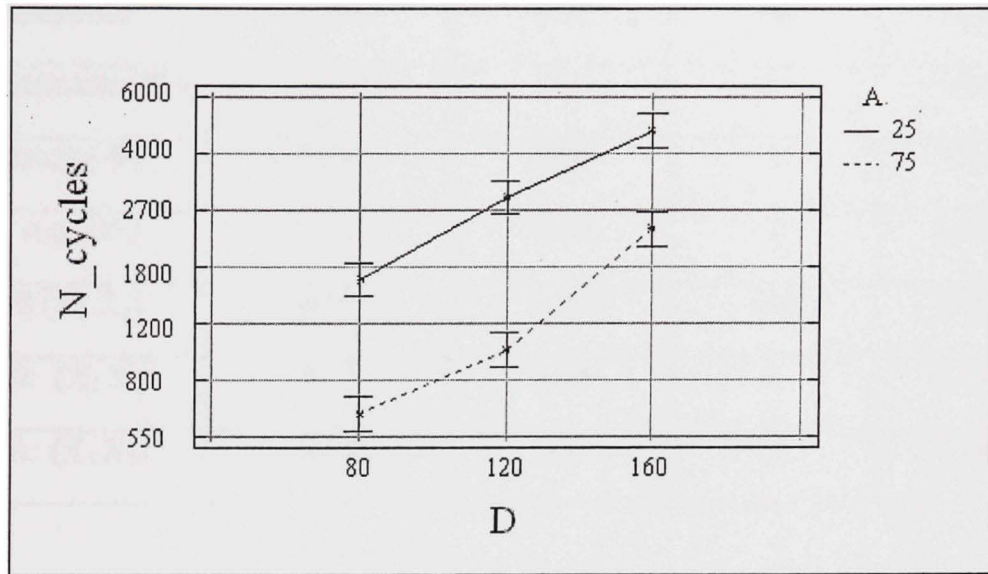


Figure 2.3 Effet de la densité (D) et de l'âge (A) sur le nombre de cycles.

2.3.2 Développement d'un modèle non linéaire

L'analyse de régression multiple sur les variables indépendantes linéarisées (Tableau 2.3) montre que les variables indépendantes de densité osseuses et d'âges interagissent avec la contrainte appliquée sur la durée de vie du rachis et permet de calculer les coefficients du modèle.

En ne considérant que les effets significatifs, l'équation (2.6) devient :

$$\hat{Y} = b_0 + b_1 X_1 + b_2 X_2 + b_3 X_3 + b_{11} X_1^2 + b_{12} X_1 X_2 + b_{13} X_1 X_3 \quad (2.9)$$

Les coefficients de régressions b_{ij} sont déterminés par le logiciel statgraphique 5.1 (Table 2.3), l'équation (2.10) se formule comme :

$$\hat{Y} = 7.998 - 1.375X_1 + 0.594X_2 - 0.456X_3 - 0.904X_1^2 + 0.75X_1X_2 - 0.516X_1X_3 \quad (2.10)$$

Tableau 2.3 Analyse de régression multiple

Paramètre	Coefficients de regressions	Ecart type	T statistique	P value
Constante	7.998	0.12	66	0.0000
S*:Contrainte (X ₁)	-1.375	0.1	-13	0.0000
D:Densité (X ₂)	0.594	0.09	6	0.0000
A: Age (X ₃)	-0.456	0.07	-6	0.0000
S*S (X ₁ X ₁)	-0.904	0.17	-5.3	0.0001
S*D: (X ₁ X ₂)	0.75	0.12	6	0.0000
S*A: (X ₁ X ₃)	-0.516	0.1	-5	0.0001

L'équation théorique prédit la durée de vie \tilde{N} . Celle-ci devient, d'après l'équation (2.3):

$$\tilde{N} = 7.25 \cdot 108 \cdot S^{*(-1.881\ln(S^*) + 2.23)} \cdot D^{(3.123\ln(S^*) - 9.81)} \cdot A^{(-1.354\ln(S^*) + 4.165)} \quad (2.11)$$

L'analyse de variance de ce modèle (Table 2.4) montre que celui-ci est significatif avec un coefficient de détermination de 94%.

L'équation (2.11) est valide pour des variations des variables indépendantes variant entre :

$20 < S^* < 80\%$ ($S^* = 100 \cdot (S/S_u)$; S : contrainte appliquée : S_u contrainte ultime)

$25 < A < 75$ ans

$80 < D < 160$ mg/ml

Tableau 2.4 Analyse de variance du modèle

Source	S.S(Sum of Squares)	df	MS (Mean Square)	F- Ratio	P-value
Modèle	48	6	8	58	0.0000
Résidu	2.3	17	0.13		
Total corr.	50.6	23			
$R^2 = 95\%$ R^2 (ajusté aux degrés de liberté) = 94 % Écart type de l'estimé= 0.4					

2.4 Validation du modèle

Les résultats ont montré une répartition aléatoire des résidus en fonction de l'ordre des essais (figure 2.4-a), ce qui vérifie l'hypothèse d'indépendance des résidus. On a observé aussi une variance homogène des résidus en fonction des valeurs prédites (figure 2.4-b) et de chaque facteur significatif (contrainte (S*)) (figure 2.4-c), densité (D) et âge (A)). Finalement, pour que notre modèle empirique soit valide, l'hypothèse de normalité des résidus est vérifiée (figure 2.4-d).

2.5 Discussion

Le modèle que nous avons développé a été comparé aux résultats publiés par Hansson et al (1987) qui a observé 17 segments lombaires pour huit catégories d'âge variant entre 37 et 82 ans, sous un chargement axial en compression cyclique à 0.5Hz.

L'amplitude du chargement appliqué variait de 60% à 100% de la résistance ultime estimée en considérant la teneur minérale de l'os vertébral (bone mineral content). Les essais de

Hansson ont été réalisés à température ambiante. La rupture s'est produite entre 1 et 1000 cycles, 1000 est le nombre maximal de cycles appliqués dans cette expérience. Ces résultats sont représentés dans la courbe de fatigue S-N de la figure 2.5.

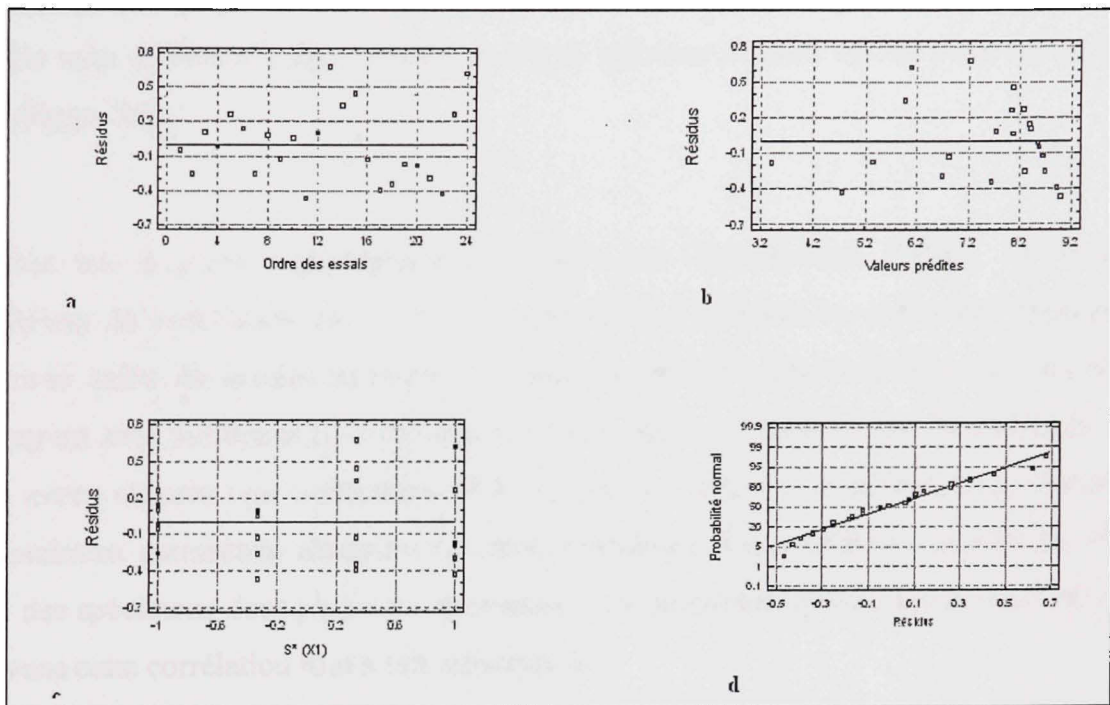


Figure 2.4 Étude des résidus : (a) Indépendances des résidus; (b et c) Homogénéité des variances ; (d) Normalité des résidus.

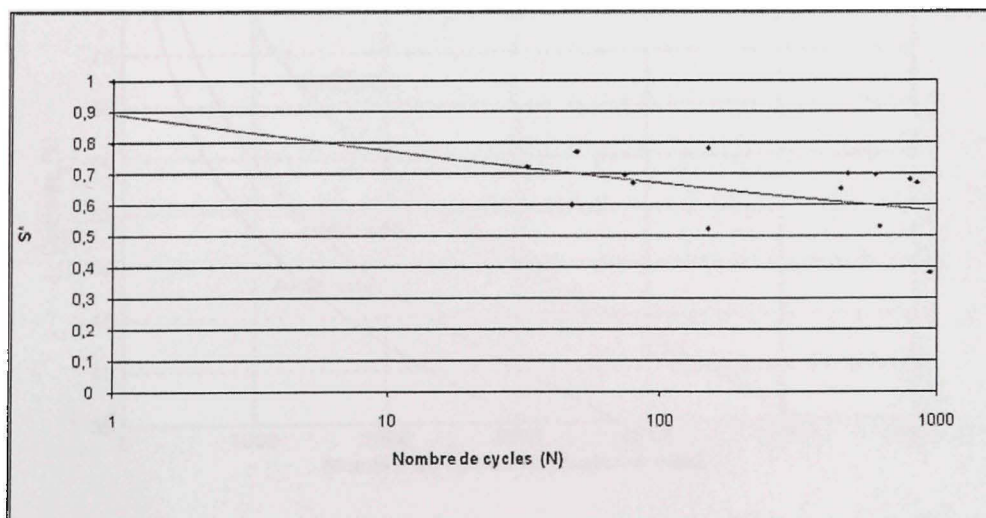


Figure 2.5 Courbe de fatigue. Tirée de Hansson et al (1987)

Les résultats de Hansson (1987), indiquent qu'il y aura rupture des vertèbres au bout de 1000 cycles si la contrainte S^* est de l'ordre de 60% lorsque la densité est faible et les spécimens sont âgés. Or les résultats que nous avons obtenus concordent avec ceux de Hansson (1987). Pour une contrainte supérieure à 60% le nombre de cycles prédit par notre modèle reste inférieur à 2000 cycles et même inférieur à 1000 cycles pour des spécimens âgés (figure 2.6).

D'après les données expérimentales publiées par Brinckmann (1988), on trouve un coefficient de corrélation de 25 % en considérant seulement la contrainte appliquée. En faisant le calcul du nombre de cycles N à partir de notre modèle statistique non linéaire et en comparant avec les données expérimentales, non classés, publiées par Brinckmann (1988), nous avons observé une corrélation 68%. Vu que ces données expérimentales comportaient de nombreux paramètres aléatoires (ou non considérés) et que celles-ci avaient été obtenues avec des spécimens dont plusieurs provenaient de personnes alitées avant leur décès, nous trouvons cette corrélation tout à fait satisfaisante.

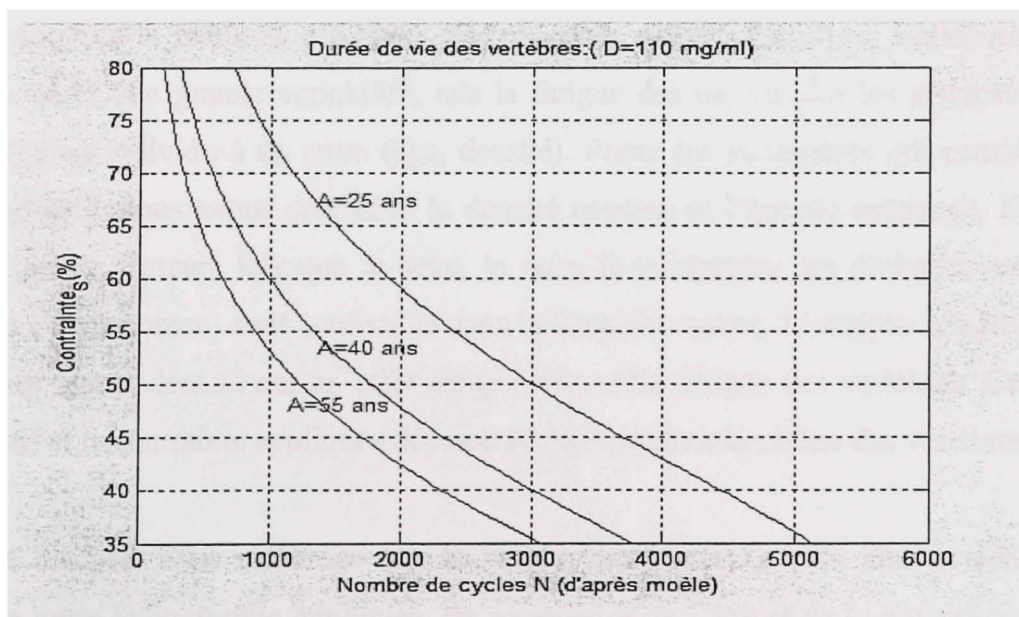


Figure 2.6 Exemple de courbe $S^* - N$: tracée à partir du modèle empirique pour une densité $D=110\text{mg/ml}$ (seuil de fracture clinique).

Cette étude permet d'analyser des résultats de fatigue, malgré leur aspect aléatoire dans le cas des os, cependant elle reste limitée pour le nombre faible de cycles de vie (aspect oligocyclique), vu que le nombre de cycle maximal atteint dans les tests de fatigue analysés dans cette étude est de l'ordre de 5000 cycles, avec des charges relativement importantes. Ce n'est donc qu'une faible partie de la courbe de fatigue contrainte-cycles qui a été considérée. Il sera intéressant dans une étude ultérieure de compléter cette étude en traitant des résultats ayant considéré un nombre de cycles de chargement beaucoup plus grand sous l'effet de très faibles charges.

Le modèle de prédiction de la durée de vie pourra être amélioré, dans une étude ultérieure, en tenant compte d'autres facteurs, tels la fréquence des vibrations mécaniques, étant donné que les caractéristiques statiques (Rigidité, Résistance) et dynamiques (matériaux viscoélastique) dépendent aussi de la fréquence de chargement (J.F.Lafferty, 1979; Pope, 1998; Bovenzi, 1998; Magnusson, 1998; Seidel, 1998; Thomas, 1999; Thomas, 2004).

2.6 Conclusion

L'application de la méthode des plans d'expériences permet d'analyser statistiquement des résultats ayant une grande variabilité, tels la fatigue des os, vu que les propriétés de l'os changent d'un individu à un autre (âge, densité). Parmi les paramètres qui contrôlent cette inhomogénéité, nous avons considéré la densité osseuse et l'âge du spécimen. Dans notre étude, d'autres facteurs tels que le sexe, la race, le tabagisme, les maladies osseuses (le cancer et l'ostéoporose) sont confondus dans la densité osseuse. L'analyse a montré que les paramètres âge et densité ont un effet antagoniste sur la fatigue des vertèbres. Cet effet est significatif si la contrainte appliquée dépasse 20 % la contrainte ultime des vertèbres.

Par cette analyse, nous montrons que la fatigue des vertèbres peut être modélisée si on considère outre la contrainte appliquée, les paramètres de l'âge et de la densité osseuse (R^2 élevé). On constate que le modèle non linéaire considérant les interactions entre les variables indépendantes permet d'améliorer la prédiction par rapport à un modèle qui ne tiendrait

compte que de la contrainte appliquée. Pour améliorer le modèle de prédiction, il est suggéré augmenter les niveaux de contrainte appliquée et d'âge (soit 5 niveaux de contrainte et 3 niveaux d'âge).

Remerciements

Les auteurs tiennent à remercier l'IRSST pour son soutien financier dans l'attribution de bourses aux étudiants.

2.7 Références

- Banse X, Devogelaer JP, Munting E, Delloye C, Cornu O, Grynepas M.(2001) Inhomogeneity of human vertebral cancellous bone: systematic density and structure patterns inside the vertebral body. *Bone*, 28:563–71.
- Brinckmann.P, Biggemann M, Hilweg D.(1989). Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae. *Spine*;14:606–10.
- Brinckmann. P, M.Bggemann and D.Hilweg. (1988). *clinical Biomechanics Suppl.1. Fatigue fracture of human lumbar vertebrae.*
- Bovenzi M., Hulshof C. (1998). 'An updated review of epidemiologic studies on the relationship between exposure to whole – body vibration and low back pain.' *Journal of sound and vibration* 215 (4), 595 – 611.
- Burr, D.B., Forwood, M.R., Fyhrie, D.P., Martin, R.B., Schaffer, M.B., Turner, C.H., 1997. Bone microdamage and skeletal fragility in osteoporotic and stress fractures. *Journal of Bone and Mineral Research* 12, 6–15.
- Carter D R. et Hayes W.C.(1977). The compressive behavior of bone as a two phase porous structure. *J.Bone Jt Surg* .,59-A ,7, 954-962.
- Ettinger. MP,(2003). Aging Bone and Osteoporosis “Strategies for preventing fractures in the elderly”. *Arch Intern Med/Vol* 163, Oct 13,2003.
- Ebbesen EN, Thomsen JS, Beck-Nielsen H, Nepper-Rasmussen HJ, Mosekilde L. (1999). Lumbar vertebral body compressive strength evaluated by dual-energy x-ray absorptiometry, quantitative computed tomography, and ashing. *Bone*;25:713–24.

Ferguson Stephen J., Thomas, Steffen (2003) Biomechanics of the aging spine Eur Spine J,12 (Suppl. 2) : S97-103 DOI 10.1007/s00586-003-0621-0.

Goldstein,S.A., Goulet, R., and McCubbrey,D. (1993). Measurement and significance of three dimensional architecture to the mechanical integrity of trabecular bone, Calcif Tissue Int 53(Supl.):S127-S133;

Guglielmi G, Gluer CC, Majumdar S, Blunt BA, Genant HK. (1995). Current methods and advances in bone densitometry. Eur Radiol;5:129– 39.

Gérald Baillargeon.(1989). Probabilités, Statistique et technique de régression .pp280 -325.

Hansson T.M., Keller T. and Jonhson. R.(1987). Mechanical behaviour of human lumbar spine. Fatigue strength during dynamic compressive loading, J.Ortho. Res., vol.5(4), pp. 479 – 487.

Hipp, A.A., Rosenberg, A. E., and Hayes, W. C., (1992), Mechanical properties of trabecular bone within and adjacent to osseous metastases, J. Bone Miner. Res. 7(10): 1165- 1171.

Haidekker MA, Andresen R, Werner HJ. (1999). Relationship between structural parameters, bone mineral density and fracture load in lumbar vertebrae, based on high-resolution computed tomography, quantitative computed tomography and compression tests. Osteoporos Int;9:433–40.

Kopperdahl, D.L., Pearlman, J.L., Keaveny, T.M., 2000. Biomechanical consequences of an isolated overload on the human vertebral body. Journal of Orthopaedic Research 18, 685–690.

Keller TS (1994) Predicting the compressive mechanical behavior of bone. J Biomech 27:1159?168

Lafferty J.F., P.V.V. Raju. (1979). The influence of stress frequency on the fatigue strength of cortical bone, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.101 112 113.

Lochmuller EM, Burklein D, Kuhn V, Glaser C, Muller R, Gluer CC, Eckstein F. (2002). Mechanical strength of the thoracolumbar spine in the elderly: prediction from in situ dual-energy x-ray absorptiometry, quantitative computed tomography (QCT), upper and lower limb peripheral QCT, and quantitative ultrasound. Bone;31:77–84.

Magnusson M.L. and M.H.Pope. (1998). Developpement of a protocol for epidemiological studies of whole – body vibration and Musculoskeletal disorders of the lower Back, Journal of sound an vibration, 215(4) , 643 – 651.

Melton L J 3rd, Khosla S, Atkinson EJ, Oconnor MK, Ofallon WM, Riggs BL. (2000). Cross-sectional versus longitudinal evaluation of bone loss in men and women. Osteoporos Int;11:592–9.

McCalden, R. W., McGeough, J. A., and Court – Brown, C.M., (1997), Age – related changes in the compressive strength of cancellous bone: The relative importance of changes in density and trabecular architecture, *J. Bone Joint Surg.* 79A(3): 421-427.

Myers, E.R., Wilson, S.E., 1997. Biomechanics of osteoporosis and vertebral fracture. *Spine* 22, 25S–31S.

Mosekilde, L., and Danielsen, C.C., (1987), Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals, *Bone* 8(2):79-85.

Mosekilde L, (1993), Vertebral structure and strength in vivo and in vitro. *Calcif Tissue Int* 53(suppl 1): S121-S125.

Parfitt. A.M. (1993), Bone Age, Mineral Density, and Fatigue Damage., *Calcif tissue Int* 53 (Suppl 1): S82-S86.

Pope M.H., D.G. Wilder and M. Magnusson. (1998). ‘Possible Mechanics of low Back Pain Due to Whole – Body vibration’, *Journal of sound and vibration* 215 (4) 687 – 697.

Pugh, J.W., Radin, E.L., and Rose, R.M., (1974), Quantitative studies of human subchondral cancellous bone: Its relationship to the state of its overlying cartilage, *J.Bone Joint Surg.* 56A(2)313-321.

Paul Crawford, Christopher, E.C, and Tony M.Keaveny (2003); Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography. *Bone*() 000-000.

Sandover J.; The fatigue approach to vibration and Health: it is a practical and viable way of predicting the effects on people ? *Journal of sound and vibration* (1998) 215 (4) 699- 721.

Seidel H., R.Bluthner ,B.Hinz .(1998). On the health risk of the lumbar spine due to whole – body vibration _ the theoretical approach, experimental data and evaluation of whole – body vibration, federal institute for occupational safety and health. *Journal of sound and vibration*, 215(4), 723-741.

Silva M.J. and L.J.Gibson.(1997). Modelling the mechanical behavior of vertebral trabecular bone : effects of age _related changes in Microstructure, *Bone*, Vol 21, No2,pp:191 199.

Snyder,B.D., Piazza, S., and Hayes,W,C. (1993)., Role of trabecular morphology in the etiology of age – related vertebral fracture. *Calcif Tissue Int* 53 (Sppl.):S14-S22.

Thomas M., December. (1999). A theoretical model for predicting fatigue limits of lumbar spine incurred to random vibration exposure during driving, The 26th International conference on Computers & Industrial Engineering, Vol 1, Refereed paper No 166, pp 419-423.

Thomas M. (2002), Fiabilité, maintenance prédictive et vibration des machines, Université du Québec, École de technologie supérieure, 616 p.

Thomas M., Lakis A.A. and Sassi S. (2004). Adverse health effects of long-term whole-body random vibration exposure, Recent research development in sound and vibration, Transworld Research Network, Vol. 2, pp 55-73.

Wenzel TE, Schaffler MB, Fyhrie DP.(1996). In vivo trabecular microcracks in human vertebral bone. Bone; 19: 89 –95

CHAPITRE 3

EVALUATION OF LUMBAR VERTEBRA INJURY RISK TO THE SEATED HUMAN BODY WHEN EXPOSED TO VERTICAL VIBRATION

3.1 Presentation

Cet article a été publié dans Journal of Sound and Vibration (JSV):

Ayari H, Thomas M., Doré S. and **Serrus O.**, 2009. Evaluation of lumbar vertebra injury risk to the seated human body when exposed to vertical vibration, Journal of Sound and Vibration, 321, pp. 454-470.

Dans le deuxième chapitre (article 1), nous avons traité de la fatigue oligocyclique des vertèbres du rachis lombaire (charge élevée versus faible nombre de cycle) et ceci en se basant sur des résultats de tests expérimentaux cités dans la littérature. Bien que le modèle de prédiction de la durée de vie développé dans cet article (1) n'ait pas été utilisé par la suite, ce travail nous a aussi aidé à identifier quelques paramètres (vibratoires, individuels et mécaniques) ayant une influence significative sur le comportement de fatigue. Ces paramètres seront utilisés dans l'analyse des vertèbres exposées aux vibrations de basse et moyenne amplitude. De plus, il a été établi qu'une limite de 30% de la limite élastique pouvait être considérée comme une limite raisonnable en résistance à la fatigue mécanique.

Plusieurs modèles par éléments finis figés ont été développés afin d'étudier le comportement dynamique du rachis lombaire et de la colonne totale. Cependant, peu d'études traitant de la distribution de l'état de contraintes et de l'estimation des risques encourus par un conducteur exposé à long terme aux vibrations mécaniques ont été publiés.

Pour tenir compte de la grande variabilité du corps humain, un modèle paramétrique d'éléments finis des vertèbres du rachis lombaire est utilisé. Dans cette partie (article 2), nous présentons un modèle détaillé du rachis lombaire par éléments finis, basé sur une géométrie paramétrée des vertèbres et des disques lombaires dans le but d'évaluer les paramètres

dynamiques et les contraintes mécaniques provenant des vibrations mécaniques. De plus, un modèle global de la colonne vertébrale a été généré pour simuler et évaluer les modes et les fréquences propres de la colonne. Ainsi l'objectif de cette étude est double; il s'agit dans un premier temps de prédire, au moyen d'un modèle géométrique paramétré du rachis lombaire, les paramètres biomécaniques de ce dernier et de la colonne vertébrale entière. De plus, cette étude a pour but de combler le manque d'information sur la distribution de l'état de contrainte et de déformation sur les vertèbres du rachis lombaire exposé aux vibrations verticales (cas des conducteurs). La connaissance des états de contraintes et de déformation au niveau des vertèbres est un outil important dans le diagnostic des lombalgies d'origine mécaniques et dans l'identification des sites propices aux dommages. Dans cet article, on présente donc un modèle préliminaire permettant de prédire le risque de dommage (FRD) dépendant de l'accélération des vibrations et de l'âge des conducteurs. La validation du modèle est basée sur la comparaison de nos résultats avec les résultats numériques et expérimentaux cités dans la littérature.

3.2 Article 2

EVALUATION OF LUMBAR VERTEBRA INJURY RISK TO THE SEATED HUMAN BODY WHEN EXPOSED TO VERTICAL VIBRATION

Ayari H¹., Thomas M¹., Doré S¹., Serrus O.²,

⁽¹⁾École de Technologie Supérieure, 1100 Notre-Dame Ouest,
Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

⁽²⁾ École Nationale Supérieure de Mécanique et des Microtechniques,
26, Chemin de l'Épitaphe 25030 Besançon Cedex, France

Résumé

L'objectif de cette recherche est de comprendre le comportement dynamique du rachis lombaire exposé aux vibrations continues et à étudier les effets des paramètres vibratoires (fréquence, accélération) sur la santé des conducteurs professionnels. Le modèle d'éléments finis (EF) est basé sur une géométrie paramétrique des vertèbres lombaires. La paramétrisation du modèle EF a permis d'analyser l'effet de l'ossature et de la posture sur le comportement mécanique des vertèbres exposées aux vibrations verticales. Le modèle dynamique d'éléments finis paramétrique du rachis lombaire a été validé par comparaison avec des résultats publiés dans la littérature concernant le calcul des fréquences propres, de la transmissibilité et des forces. L'analyse révèle que les vibrations verticales transmises du siège au rachis exposent l'os spongieux et le cartilage des vertèbres à un risque de fracture par fatigue élevé. Un nouveau modèle de prédiction du risque de dommage (FRD) pour une personne intermédiaire (ossature intermédiaire et posture intermédiaire) a été développé dans ce travail. Il a été démontré que le risque de dommage augmente avec l'âge. En conséquence, l'accélération doit être contrôlée à des niveaux bas, si nous voulons éviter tout risque de dommage et ceci, pour n'importe quel âge.

Abstract

The objective of this research is to numerically determine the levels of vibration not to exceed accordingly to the corresponding dynamic stresses in the lumbar rachis when exposed to whole-body vibration in order to identify the risk of adverse health effect to which professional heavy equipment drivers are particularly prone. A parametric finite elements model of the lumbar rachis is generated in order to compute the modal parameters, the dynamic stresses and forces under harmonic excitations in a seated posture. The stress analysis reveals that the areas exposed to the highest fracture risk are the cancellous bone of the vertebral body as well as the vertebral endplate when vertical vibrations are transmitted from a seat to the lumbar spine of a driver. An Injury Risk Factor has been developed in order to estimate the risk of adverse health effect arising from mechanical vibrations. It is shown that the Injury Risk Factor increases with the age and consequently that the excitation amplitude must be limited to lower levels when age increases.

Keywords: Adverse health effect, Whole-body vibration, Spinal loading, Finite element analysis, Modal analysis, Ageing.

3.2.1 Introduction

Current literature reports evidence of the adverse health effects of whole-body vibration on the spinal system [1, 2] and cites the many epidemiological studies conducted to establish a link between exposure to upper body vibration and lower back pain. Over the past 15 years, a number of published bibliographical reviews show higher occurrence of such disorders among populations exposed to dynamic loading, such as heavy equipment drivers, than among the general population [3]. However, the available epidemiological data are generally insufficient to establish a dose-effect relationship between exposure to whole-body vibration and the risk of lumbar disorders [4 - 7]. It is assumed that whole-body vibration induces dynamic stresses, mainly compressive, in the spine, producing microfractures in the endplates and vertebral body. The long-term exposure of the human body to vibration may lead to mechanical fatigue [8, 9] and lower back problems due to microfractures in the bones (cortical and spongy) and endplates, and to microlesions in the intervertebral discs [10]. Various experimental studies aimed at evaluating fatigue behaviour in the human body under cyclic loading have shown that mechanical compressive dynamic stresses, principally in the lumbar spine, are sufficient to cause microfractures in the cancellous bone, which could lead to lower back pain [11 - 14]. Microfractures of individual trabeculae are commonly seen in human vertebrae [15]. Intracancellous micro-damage also exists in vivo [16]. The fracture mechanism appears to be classic: microfractures observed in the vertebrae contribute to a reduction in vertebral rupture resistance [17]. The damage mechanism caused by fatigue in the cortical and cancellous bone can initiate and propagate cracks. Many in-vivo experimental studies were undertaken to investigate human body response when exposed to mechanical vibration, including quantification of the resonant frequencies, vibration transmissibility, impedance, electromyography activity, spinal creep, and prediction of local forces and moments acting on the human spine. The in-vivo natural frequency of the whole spine was measured in the 4-8 Hz range in the vertical direction for both standing and seated postures [18 - 22]. Subjective experiments have revealed humans to be more sensitive to vibration in this frequency range, based on comfort, fatigue and safety criteria [23]. To

quantify the role of upper body vibration in structural changes and fatigue fractures to the spine entails an evaluation of the strains and stresses placed on spinal components. However, this is difficult or even impractical through experimental protocols or lumped parameter models. The finite element method may thus provide a better means for investigating stress analysis, by integration all of the anisotropic, inhomogeneous, and complex geometry of vertebrae. Several finite element models proposed in the literature examine the dynamic behaviour of the rachis and the entire spine. Kasra, Shirazi and Drouin [24] experimentally and numerically identify a natural frequency of 26 Hz based on one lumbar spine segment study, while Goel, Monroe, Gilbertson and Brinckmann [25] report, through their finite element model, a resonant frequency of 17.8 Hz, based on two lumbar spine segment studies (L4-S1). Izambert, Mitton, Thourot, and Lavaste [26] identified an anterior-posterior resonant frequency of 8.3 Hz based on in-vitro testing of various motion segments of the lumbar spine and an average damping rate of nearly 10%. Kong and Goel [27] propose a finite element model of the upper body from the head to the sacrum (H-S1), consisting of a detailed representation of the lombosacral spine and a rough beam-type model of the thorax and cervical spine. Their results indicate a natural frequency of the global model (H-S1) at 8.32 Hz with the inclusion of the trunk muscles that reduces to 6.82 Hz when considering a preload of self-weight. These models are aimed at global predictions of the impedance and transmissibility due to dynamic loads transmitted from a vibrating seat to the human body [2]. Furthermore, numerical and experimental (in vitro or in vivo) tests have been carried out to predict the local forces and moments acting on the human spine. Kitazaki and Griffin [28] developed a two-dimensional finite element model of the human body in order to study whole-body vibration. Beams, springs and mass elements were used in modelling the spine, viscera, head, pelvis and buttock tissue in the midsagittal plane. The model was validated by comparing the vibration mode shapes of the model with those measured in the laboratory. Buck and Woelfel [29] developed a dynamic 3-D finite element model with a detailed representation of the lumbar spine and back muscles, comprising non-linear ligament models, a non-linear contact model in the articular facets, and dynamic properties of the passive and of active muscle tissue. The complete model of a sitting human was built by adding relatively

simple dynamic models of the upper trunk with arms, a neck, a head, a pelvis and legs, using rigid bodies. Fritz [30] presents a human model—also made up of rigid bodies—for predicting the forces in the lumbar spine and neck. Pankoke, Hofmann and Woelfel [31] presented a simplified, linearized version of the model developed by Buck and Woelfel [29]. Verver, Van Hoof, Oomens, Wouw and Wismans [32] present a multi-body human model consisting of a set of rigid bodies connected by kinematic joints, with the outer surface presented as a triangulated surface. In this model, all spinal and cervical vertebrae are represented by rigid bodies interconnected by 3-D spring-damper combinations enabling a detailed analysis of the local loading occurring in the spine. The model allows the compression, tension and shearing forces to be predicted at different levels along the entire spine. These studies [28 - 32] provide useful information concerning the dynamic behaviour of the lumbar segments. They were aimed at computing the forces acting on the rachis without considering stress/strain distribution in the lumbar vertebrae for predicting the most critical zones at risk. Few numerical studies have established a relationship between dynamic stresses and seat acceleration [33]. By applying an analytical method, Thomas, Lakis and Sassi [9] studied the long-term adverse health effects for drivers exposed to harmonic and random vibrations. However a more sophisticated numerical model is required to refine these results. On the other hand, the experimental study developed by Seidel, Bluthner and Hinz [13] allowed the relationship between the forces and seat acceleration to be assessed by considering posture, body type and body mass. Furthermore, most of these numerical models use fixed parameters and are not designed to easily observe the effect of interindividual variations (posture, body type and body mass). It would appear that a finite element parametric model [34] is more suited to studying the various effects concerning anatomy or posture.

This paper aims to study the dynamic behaviour and estimate the stress distribution in the lumbar vertebrae when exposed to low-amplitude mechanical vibrations, and, in so doing, help validate the assumption that whole-body vibration can induce microfractures in the bony elements of the spine, which, in turn, can lead to adverse health effects [11 - 14]. The

investigated populations are professional drivers. The study has two specific objectives. Firstly, it is aimed at validating the dynamic behaviour of a parametric finite element model whose geometry is based on the parametric model proposed by Lavaste et al [34] and that was applied to static analysis. Validation is conducted by comparing natural frequencies and vibration transmissibility to the related numerical and experimental results in the literature. Secondly, a new predictive relationship between the mechanical stresses in the vertebrae and seat acceleration is established in order to estimate the risk of damage. Stress distribution in the vertebrae of the lumbar rachis is computed for an average body type driver in a seated position and exposed to vertical vibration. Driver age and the corresponding osseous density are considered in order to determine the limits of seat acceleration.

3.2.2 Methods

3.2.2.1 Finite element models

Three models have been developed: one considers a single motion segment (L4/L5); one considers the lumbar region of the spine (L1/L5), composed of four motion segments; and one considers the thoracic and lumbar regions of the spine (T1/L5), composed of 16 motion segments. A finite element model of the lumbar spine (L1-L5) was generated in using CAD software. The parametric equations describing the shape of a vertebra and an intervertebral disc as established by Lavaste, Skalli and Robin [34] were considered, and the morphometric dimensions as measured on various vertebral bodies by Berry, Moran and Berg [35] were applied. Fig. 3.1 illustrates the main parameters of lumbar vertebrae.

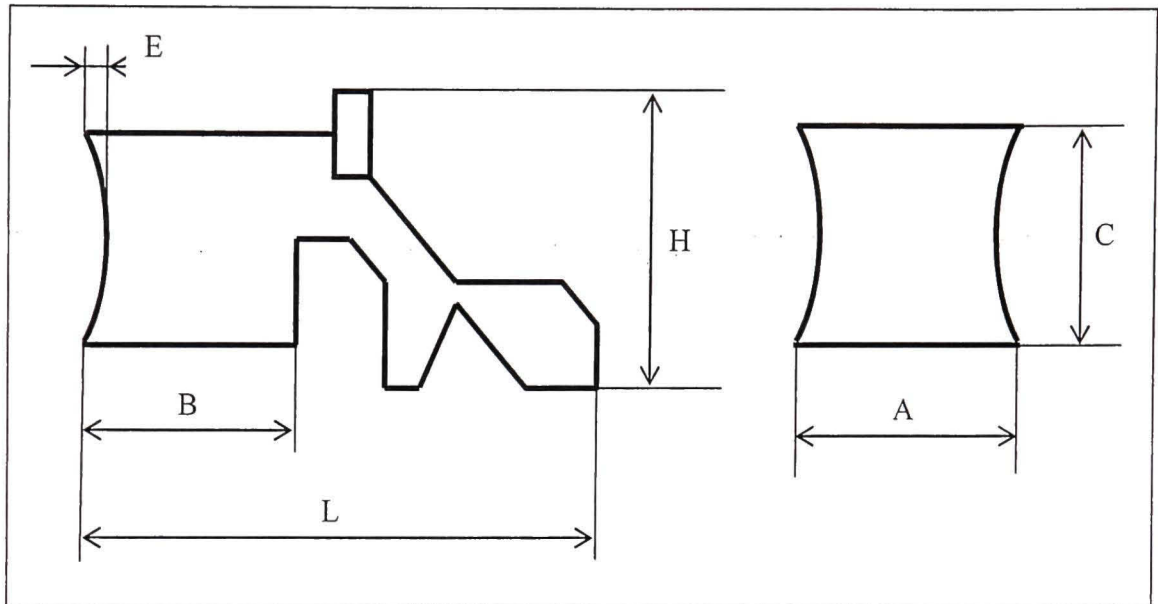


Figure 3.1 Parameters of lumbar vertebrae.

The main advantage of using a parametric model is the facility with which different human morphologies can be studied. A parametric dynamic model presents the advantage of simulating any condition of seated posture as well as the effect of interindividual geometrical variations. The parametric model allows for studying the effect of the sitting posture, bone structure and body mass on the mechanical behaviour of a spine exposed to whole-body vibration. The present study shows the results for an intermediary body type corresponding to an average size weighing 75 kg and seated in a normal posture (lumbar curve of $\theta=15^\circ$). The sensitivity of parameters being the object of other studies, the morphologic parameter has not been changed in this paper. However, the density and damping rate were varied. Fig. 3.2 illustrates curves of the lumbar spine.

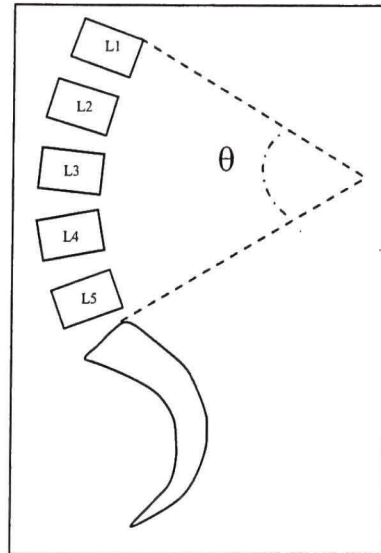


Figure 3.2 Curves of the lumbar spine. The angle θ illustrates the lumbar curve in sitting position: lordosis posture $\theta \geq 25^\circ$; flexed posture, $\theta \leq 5^\circ$; Intermediate posture $\theta \approx 15^\circ$.

Each model of the lumbar spine is composed of 33 bodies (annulus, nucleus, endplate, cortical shell and spongy bone); 54 contact zones are defined between the bodies. The volumes of each part of the model were meshed separately with their meshing parameters. Owing to the geometrical complexity of the spine, the finite element mesh had to be fairly fine. The cortical shell, posterior elements, cancellous bone and endplates were meshed using 3D 10-node tetrahedral elements (Ansys software: Solid 187). This type of element was selected because it facilitates the interpolation of external geometry. The nonhomogeneous structure of the intervertebral disc was taken into account; as is done in other finite element models [25, 24], the annulus fibrosus was modelled as a composite material. The behavior of the nucleus pulposus is modelled using volumic elements with a Poisson coefficient of 0.499 representing a quasi –isovolumic behavior. The contacts were modelled with contact elements (Target 170 with 8-node, and Conta 174 with 8-node). In vivo, relative motion between posterior elements was assured by articular cartilage. In the model, a very low friction coefficient was applied to model the relative motion of cartilaginous structures.

A frictionless contact element was chosen to model the connection between the posterior elements. Low-rigidity springs were added to the contact element model to ensure continuity. While the thickness varies from minimal in the central region to maximum at the ends, the endplate was modeled by considering a very thin layer (0.5mm thick). Thus it inherently provides little additional strength. Furthermore, it may serve to distribute the load more evenly over the vertebral bone, while preventing the migration of softer nucleus material into the pores in the vertebral endplate. The aspect of bone remodelling, while very important in fatigue concept, has not been considered in this study which is aimed at developing a criteria based on an instantaneous Injury Risk Factor (IRF). The IRF contains the information on ultimate stress and consequently on ageing by varying density and damping. The total number of lumbar spine elements and nodes is approximately 36,500 and 83,808, respectively. The meshing of the lumbar spine and frictionless contact between apophyses is shown in Fig. 3.3.

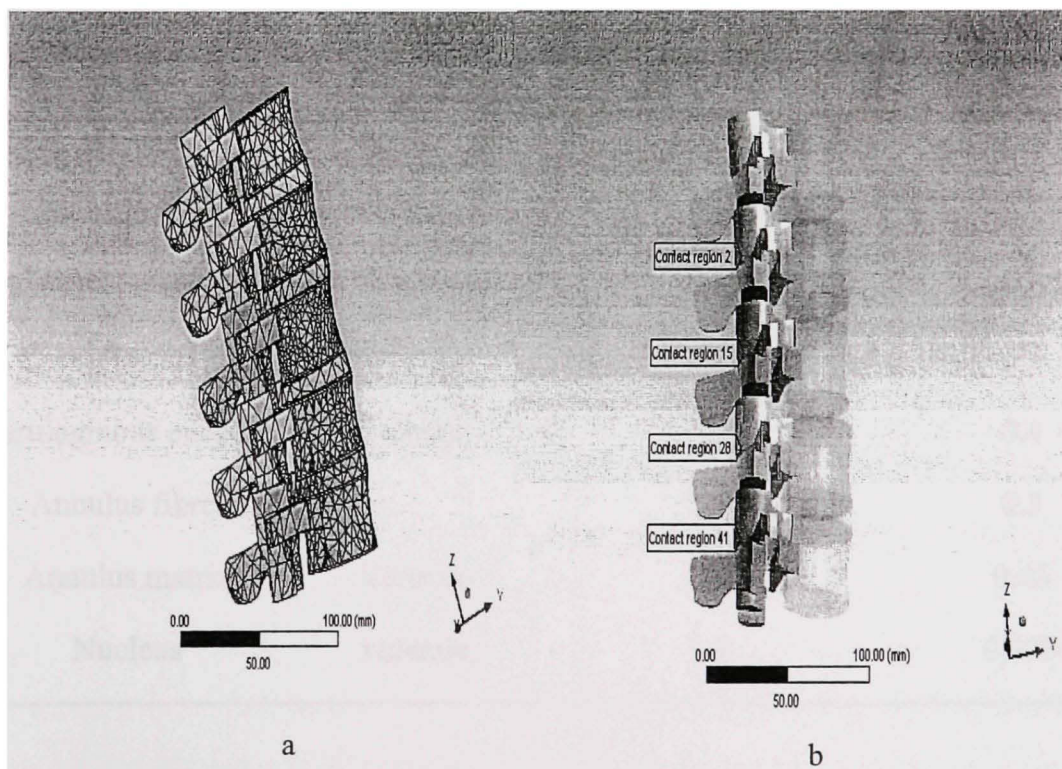


Figure 3.3 FE models a) Lumbar spine b) contact between posterior elements.

Once the rachis model has been generated, dynamic analyses may be carried out on the numerical model. In order to validate our parametric finite element model and conduct a harmonic analysis, modal and harmonic analysis were performed on one motion segment (L4/L5), on the rachis (L1/L5), and on the partial spine (T1/L5). Lastly, the dynamic stress/strain distribution on the rachis was computed. To compute the natural frequency of the entire spine, an approximated model of the partial spine (T1-L5) was generated. The thoracic (T1-T12) structure was generated using the parametric model of L1. Curve angles were introduced for a sitting posture based on the values of the lumbar lordosis (angle $\theta=15^\circ$: average posture) and of the dorsal kyphosis [36]. Different equivalent masses representing the upper part of the body were applied to each model. The mechanical properties of the various elements (cortical shell, cancellous bone, posterior elements and cartilaginous endplates) forming the vertebral body were deduced from the literature [24, 25, 27, 34]. The static properties are provided in Table 3.1.

Table 3.1 Material properties

Material	Element type	Elastic Modulus (Mpa)	Poisson's Ratio
Cortical bone	volumic	12000	0.3
posterior elements	volumic	1000	0.25
Cancellous bone	volumic	100	0.2
Cartilaginous endplate	volumic	24	0.4
Annulus fibres		500	0.3
Annulus matrix	Volumic	4.2	0.45
Nucleus	volumic	1.3	0.499

For the modal analysis of the lumbar rachis, the displacements of the lower face were blocked in all directions. A distributed mass of 40 kg modelling the upper body was applied

to the upper face of the rachis: $\approx 57\%$ of the body weight [9, 24]. The lower face of L5 was fixed. Within the framework of harmonic analysis, the lower face was subjected to various vertical accelerations ranging from 0.63 ms^{-2} to 4 ms^{-2} . These acceleration amplitudes were chosen in the range that can be met in industry in order to represent a range from very low risk to high risk. These values are in accordance with the values defined in ISO 2631-1 [23] curves for describing the vertical acceleration exposure limits based on frequency and duration. In order to simulate the effects of mechanical shock [39] encountered on rough roads, the vibration response at resonance was also analysed by inputting very high levels of seat acceleration ($10, 20$ and 40 ms^{-2}). The viscous damping rate depends on the degree of intervertebral disc degeneration (disc grade) and muscle activity [27]. Since the damping rate can vary between humans, transmissibility analysis was carried out using different viscous damping rates ($0.08, 0.1, 0.2$ and 0.3). The stress response curves were evaluated by considering a viscous damping rate of 0.1 as determined from the experiments of Kasra et al [24] and Izambert et al [26].

3.2.3 Results

3.2.3.1 Modal analysis

Table 3.2 reports the first four natural frequency values representing the anterior-posterior (AP) mode, lateral mode, axial mode and torsional mode for the three models.

The anterior-posterior (AP) resonant frequency computed for a single motion segment (L4-L5) is around 6.5 Hz , while the axial frequency is about 27 Hz . The axial and AP frequencies correspond closely to the numerical tests presented by Kasra et al [24] and Li-Xin Guo and Ee-Chon Teo [40], carrying a distributed mass of 40 kg . Based on the data from a parameterized geometrical model and on the morphometric data of the existing lumbar rachis (L1-L5) [34, 35], the natural frequencies of the AP and axial modes are around 1.41 Hz and 13.88 Hz , respectively. The first four mode shapes of the rachis, associated with their natural frequencies, are presented in Fig. 3.4.

Table 3.2 Natural frequencies for different numbers of motion segments

Mode No.	Type of Mode	Segment L4/L5	Lumbar spine L1/L5	Partial spine
		Meq=40kg	Meq=40 kg	T1/L5 Meq=40 kg
1	AP	6.5 Hz	1.4 Hz	0.28 Hz
2	Lateral	7.7 Hz	1.7 Hz	0.32 Hz
3	Axial	27 Hz	13.9 Hz	4.7 Hz
4	Torsional	158 Hz	74.7 Hz	12.44 Hz

These frequencies correspond closely to the numerical results obtained by Kong et al. [27] (2 Hz for the anterior-posterior mode and 10.6 Hz for the axial mode) on a finite element model (L1-S1), as well as with those obtained by Li-Xin Guo et al [40] on finite element model (L1-L5) carrying a distributed mass of 40 kg (11.5Hz for the axial mode). A modal analysis was carried out on the partial spine (T1-L5). By generating a model of the partial spine, which respects the curvatures and connections between the articular facets of the vertebrae, the natural frequencies of the AP and axial modes (around 0.28 Hz and 4.7 Hz, respectively) (fig. 2.4) correspond to findings in the literature [9, 19, 21, 22]. These values also compare well with in-vivo measurements and subjective perceptions, which revealed a natural frequency of the vertical column between 4 and 8 Hz [18, 20, 23]. As expected, the modal analysis shows the natural frequencies in the AP and axial directions to decrease with a greater number of motion segments, and to increase when fewer motion segments are considered. For example, the vertical resonant frequency for one motion segment (e.g.: L4-L5) is approximately 27 Hz, whereas it is around 13.88 Hz for the rachis and decreases to 4.7 Hz for the whole spine. The good correlation between the modal analysis results obtained from the parametric model and those obtained from experimental tests indicate that the developed model is representative of the reality.

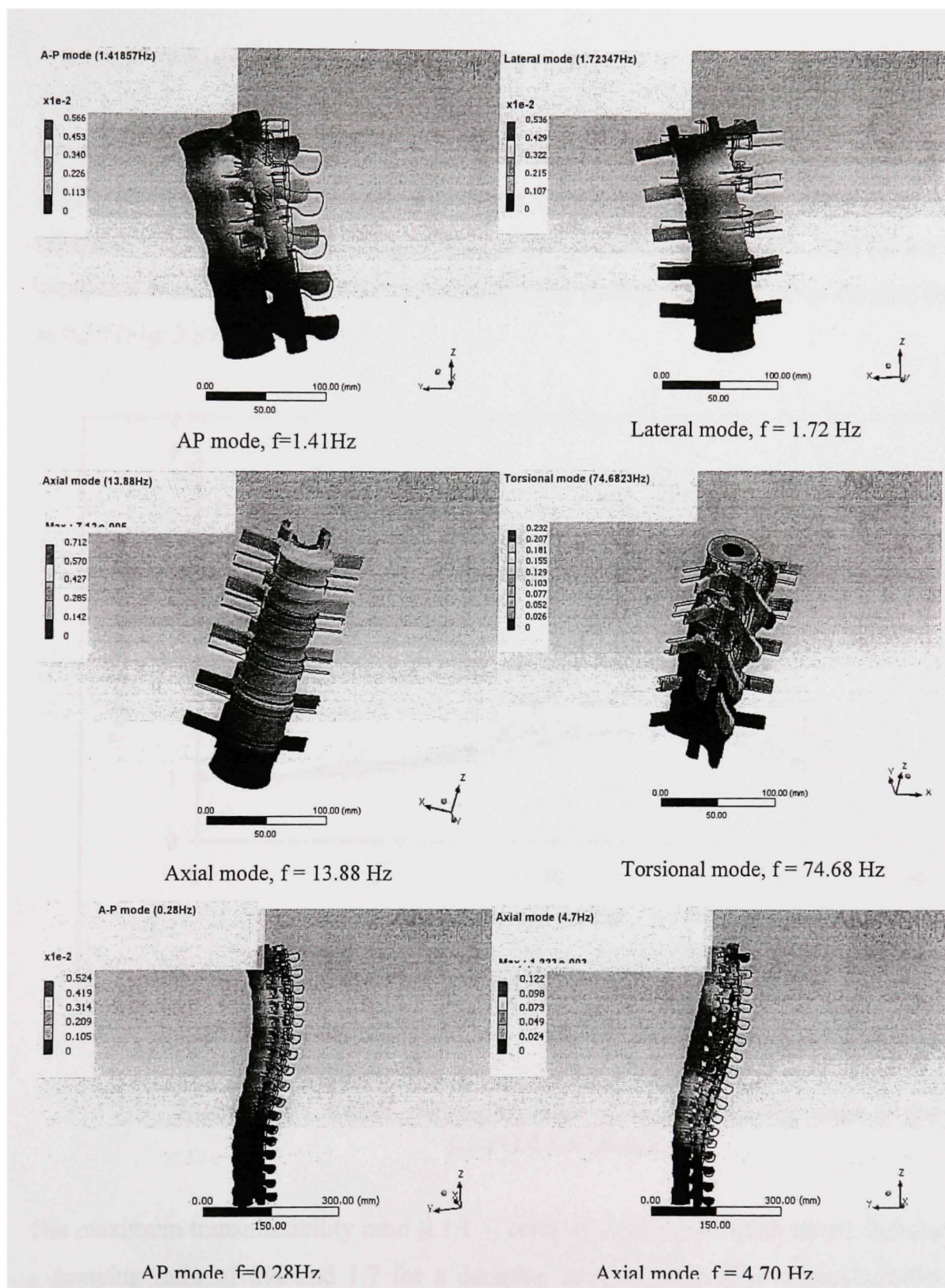


Figure 3.4 Mode shapes of lumbar spine (L1/L5) and partial spine (T12/L5).

3.2.3.2 Vibration transmissibility of the rachis

Vibration transmissibility (L_i/L_5) is the ratio between the computed dynamic response with respect to the L_i vertebral body ($i=1, \dots, 5$) and the dynamic input applied at the seat (L_5). The vibration transmissibility varies according to the viscous damping rate. The transmissibility computed from L_5 to L_1 (L_1/L_5) was studied for various damping ratios ranging from 0.08 to 0.30 (Fig. 3.5).

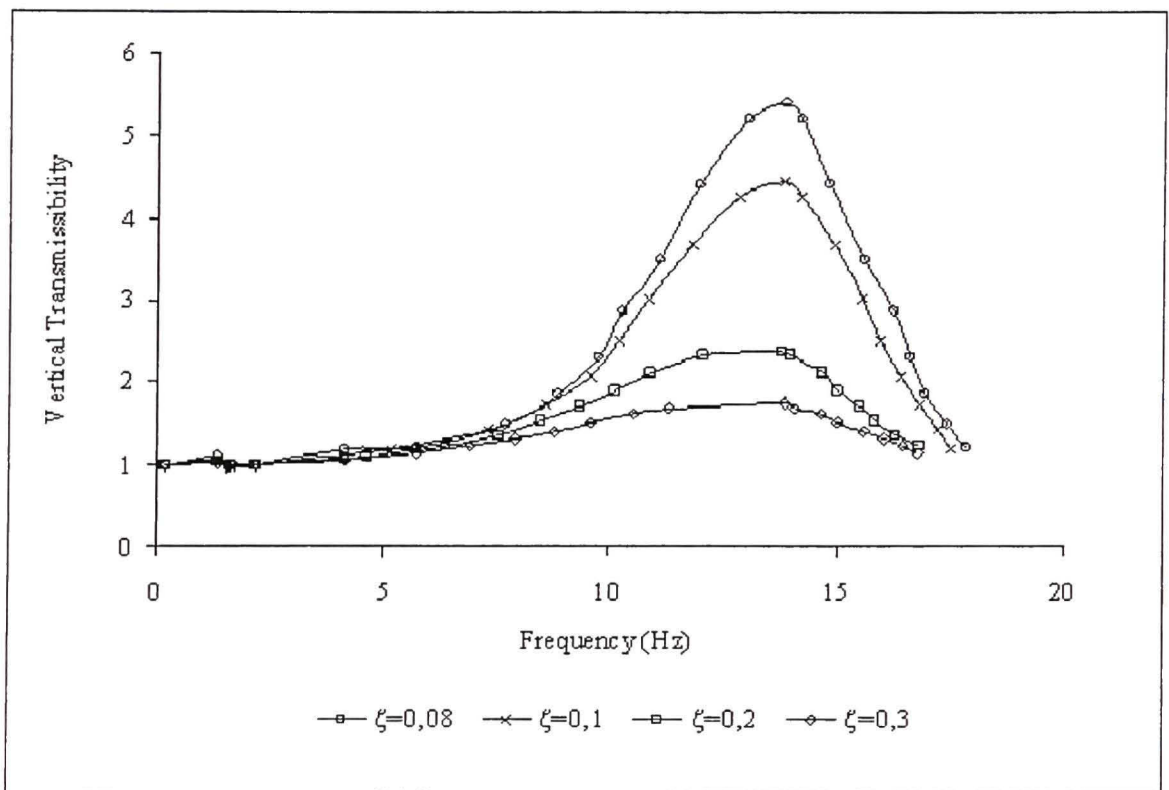


Figure 3.5 Effect of damping ratio on transmissibility ratio at the L1 to L5 vertebrae.

The maximum transmissibility ratio (L_1/L_5) computed from the rachis model reaches 5.4 for a damping ratio of 8% and 1.7 for a damping ratio of 30%. The transmissibility values predicted by this study are also very close to the results obtained by Kong et al [27] and Verver et al. [32]. For a damping ratio of 30%, Kong et al [27] found a maximum

transmissibility of 1.3 at L1. Verver et al [32], through their in-vivo measurements, determined a maximum transmissibility of around 2 at T1, while Dupuis [18, 20], through experiments, yielded the same result at L3-L4. Indeed, Izambert et al [26] measured a maximum transmissibility of 5 on various in-vitro motion segments, whereas our model yields a transmissibility of about 4.4 for a damping coefficient of around 10%. The computed results thus appear very acceptable for damping ratios ranging from 8 to 30%. We noted that the transmissibility decreases from a vertebral level L_i to a vertebral level L_{i+1} .

Fig. 3.6 shows the various transmissibility ratios computed for L1/L5, L2/L5 and L3/L5 for an excitation applied at L5 by considering a viscous damping rate of 0.3 for an average body type.

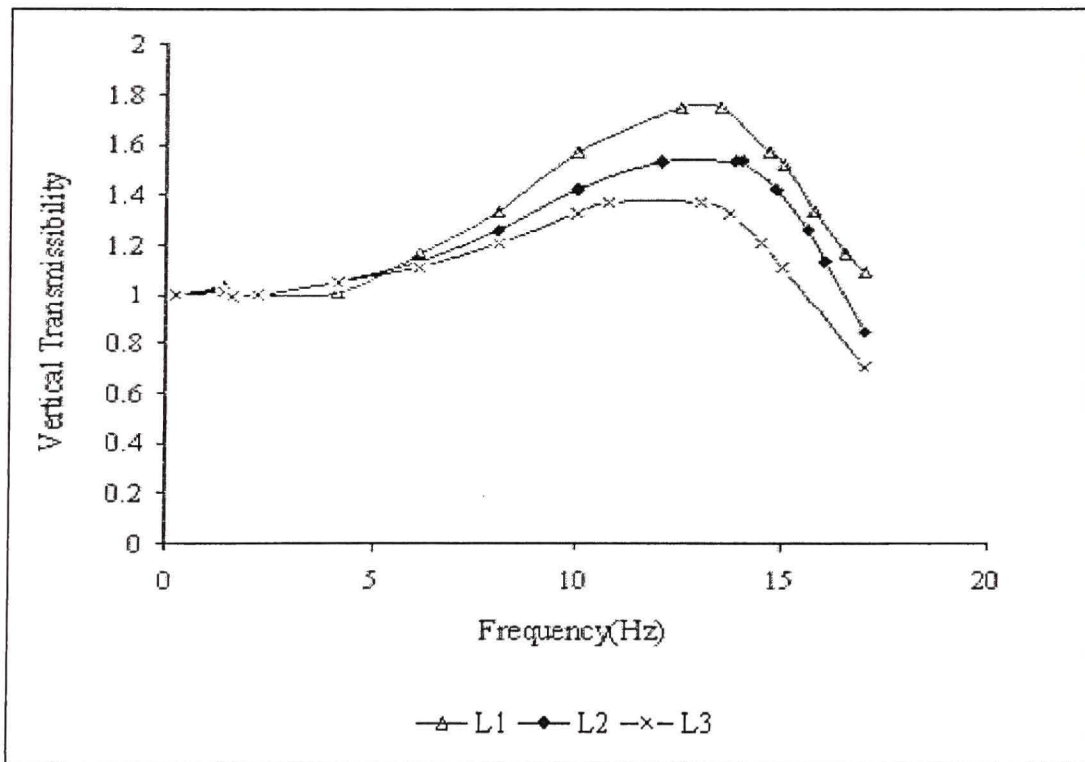


Figure 3.6 Transmissibility at different vertebral bodies according to vertical vibration imposed at the bottom of L5 ($\zeta=0.3$).

The amplitude at 1.41 Hz, which corresponds to the anterior-posterior mode of the lumbar spine, is small, while the graph properly highlights the magnitude of vertical vibration transmitted from seat to human body, with a peak at 13.88 Hz. These computed results correlate well with the published data [2, 23] and help validate the model.

3.2.3.3 Dynamic stress analysis of the spine

The dynamic stresses have been computed in various components of the lumbar rachis for different acceleration levels, taking into consideration a viscous damping rate of 10%. This stress study identifies the vertebrae most susceptible to damage when exposed to whole-body vibration and thus helps identify the critical components. The stresses were obtained by vertically applying an acceleration level of 3.15 ms^{-2} to the seat at the natural frequency of 13.88 Hz. This level of acceleration was chosen in order to compare the results with those from literature. The excitation frequency was chosen at the natural frequency of rachis in order to obtain the same behaviour as can be met in random or transient vibrations. As expected, the numerical results reveal that the compressive stresses applied to the rachis decrease when moving away from the fixed base. Stress values close to the boundary conditions have been neglected because the stress concentration was too localized and showed overestimated values. For an average body type seated in a normal posture (lumbar curve of $\theta=15^\circ$), the stresses applied at L5 reach 0.48 MPa in the cancellous bone of the vertebral body, 6 MPa in the cortical shell, and an average of 0.42 MPa in the endplate of the L4-L5 interface. It is noted that the distribution of compressive stresses in the cancellous bone appears homogeneous on all vertebrae (even for the endplate), whereas the state of stress increases from L1 (4 MPa) to L5, and reaches 6 MPa at the level of the cortical shell of L5. The vertebral cortical shell shows a higher stress level than the central core of cancellous bone. However, this does not indicate a higher risk of fracture in the cortical shell, since the ultimate stress of cortical bone is about 50 times greater than that of cancellous bone. Anterior-posterior stress distribution also increased from L1 to L5 and shows stresses of up to 0.16 MPa at the level L3-L4 interface, and of up to 0.2 MPa at the level L4-L5 interface

when applying an acceleration level of 3.15ms^{-2} to the vertical resonance (13.88 Hz). The stress response in the L5 cancellous bone was also computed for different seat acceleration amplitudes. Fig. 3.7 shows the stress response on the cancellous bone of vertebra L5 for various accelerations ranging from 0.63 ms^{-2} to 4 ms^{-2} .

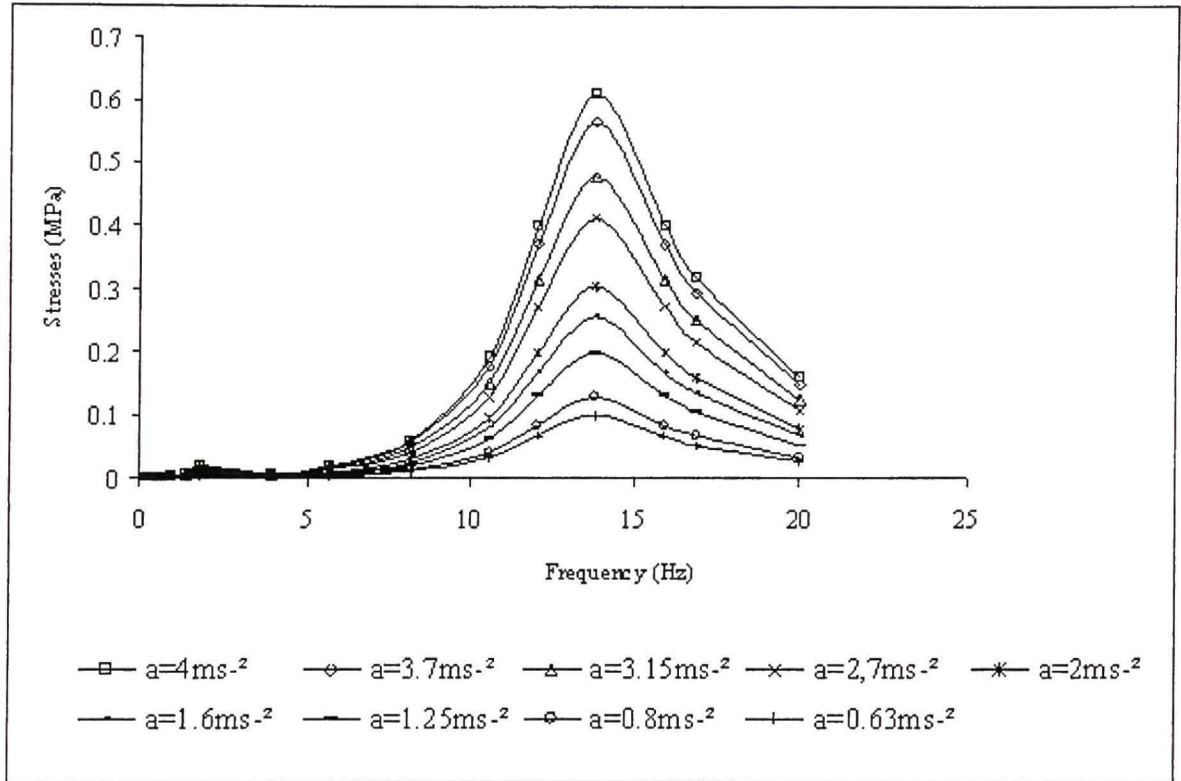


Figure 3.7 Stresses at the L5 cancellous bone with frequency for different acceleration amplitudes.

Fig. 3.7 shows that the stress can reach a value of 0.62 MPa when applying an acceleration of 4 ms^{-2} and 0.48 MPa for an acceleration of 3.15 ms^{-2} applied at its vertical natural frequency. When applying very high acceleration amplitudes such as 10, 20 and 40 ms^{-2} to investigate shock response, it was observed that the stresses can reach severe stress levels of 1.6, 3 and 6.3 MPa respectively in the L5 cancellous bone.

3.2.3.4 Force analysis of the spine

Compressive and tangential forces have been computed at the L3-L4 motion segment level, chosen to allow us to compare our results with those found in the literature. For an acceleration of 3.15 ms^{-2} , the maximum stresses observed for an average body type on the cortical bone (L5), posterior arch, cancellous bone and cartilaginous endplates are respectively about 6 MPa, 0.8 MPa and 0.48 MPa, with an average of 0.42 MPa when excited at a natural frequency of 13.9 Hz. While the static force is computed at 400 N for an average body type, the dynamic maximum compressive force computed at L3-L4 with a damping rate of 10% is computed at 630 N at the vertical resonance frequency by applying acceleration amplitude of 3.15 ms^{-2} . The dynamic compressive force was estimated using the average compressive stress on the L3-L4 endplate level ($\sigma_c = 0.42 \text{ MPa}$), multiplied by the area of the endplate ($S = 1500 \text{ mm}^2$). The maximal compressive force, combining static and dynamic efforts ($F_{\text{cstat}} + F_{\text{cdyn}}$) and acting at L3-L4 segment is 1030 N. The maximum AP force was evaluated at 240 N (shear stress multiplied by endplate surface S). These forces can be estimated for various acceleration amplitudes applied to the seat. In the literature, few articles appear to deal with the dynamic forces applied to the lumbar spine. Through experiment, Fritz [30] determined a maximum load at level L3-L4 of 634 N for an acceleration of about 4.9 ms^{-2} . Verver et al [32] estimated the compressive and tangential loads on the whole spine (from interface L5-S1 to interface C1-C2). At resonance, the compressive load on level L3-L4, for an acceleration of 3.9 ms^{-2} , ranged from 581 N to 852 N according to type of seat. Hinz, Bluethner, Menzel, and Seidel [41] developed a biomechanical model for determining the compressive load at level L3-L4 by using an effective human body mass on L3-L4 and a relative acceleration of 2.9 ms^{-2} . The maximum load was estimated at 657 N (Table 2.3). Through an analytical model, Thomas et al [9] estimate a compressive force about 980 N for seat acceleration greater than 3.15 ms^{-2} . Table 3.3 shows that the forces revealed by this study are higher than those in related literature; this is due to the fact that the excitation was applied at the natural frequency of the system.

Table 3.3 The L3-L4 maximum compressive forces compared to those reported in the literature.

	Frequency range (Hz)	Max. acc. (m/s ²)	Compression (N)
Present study	0.5-15	3.1	1030
Thomas et al (2004) [9]	4-6	3.1	980
Verver et al (2003) [32]	0.5-15	4	581 to 852
Fritz (2000) [30]	0-30	1-5	634
Hinz et al (1993) [41]	0.5-7	3.1	657

3.2.4 Injury Risk Factor

A new damage index has been developed for predicting the risk of exceeding a certain percentage of the material's ultimate stress capacity and consequently developing microfractures. This damage index is called the injury risk factor (IRF). The IRF has been defined as the ratio between the computed total stress ($\sigma_{dyn} + \sigma_{stat}$) and the ultimate stress (σ_u) for each type of bone:

$$IRF(\%) = 100 \frac{\sigma_{stat} + \sigma_{dyn}}{\sigma_u} \quad (3.1)$$

The ultimate stresses or forces were extracted from the literature for healthy persons. Table 3.4 presents the IRF computed at the various components of vertebra L5, exposed to a 3.15ms^{-2} acceleration amplitude in vertical acceleration at its natural frequency, by considering an average body type with a damping rate of 10%.

Table 3.4 Injury Risk Factor computed for an average body type

	σ_u (or force)	σ_{dyn} (or force) (for $A = 3.15\text{m/s}^2$)	σ_{stat} (or force)	IFR = $100 (\sigma_{dyn} + \sigma_{stat}) / \sigma_u$
Cortical shell	160Mpa [48]	6 Mpa	3.36 Mpa	5.8%
Cancellous bone	3Mpa [43,44]	0.48 Mpa	0.26	25%
End-plate	3.3Mpa [42]	0.42	0.38	24%
Whole vertebrae	5 400 N [11,12]	630 N	400 N	19%

Similarly, the IRF was computed in the L5 cancellous bone according to the vibration frequency ranging from 0 to 15 Hz, for various acceleration amplitudes (Fig. 3.8). The IRF was computed by applying acceleration amplitudes ranging from 0.63 ms^{-2} to 4 ms^{-2} to the seat, in order to consider dynamic excitation consisting of low-amplitude vibration, as is normally encountered in vehicle vibration [7].

The stress analysis shows that the risk of damage is highest for the cartilaginous endplate (24%) and cancellous bone (25%). These observations are perfectly coherent with the results of the experimental fatigue tests on vertebral motion segments exposed to mechanical vibration carried out by Hansson, Keller and Johnson [11] and Ruth, Allan and Randal [42]. During their static and dynamic compression tests (high amplitude vertical vibration), these authors observed that the most critical elements as regards fractures were the cartilaginous endplate and the cancellous bone. We note that for accelerations close to 3.15 ms^{-2} , the instantaneous risk of fracture remains weak for a young and healthy driver. However, in the long term, it can lead to bone microfractures through mechanical fatigue, especially when the IRF factor is greater than 30%, as it is usual in fatigue problems. Thus, we assume an IRF of about 30% as the limit of endurance for avoiding fatigue problems.

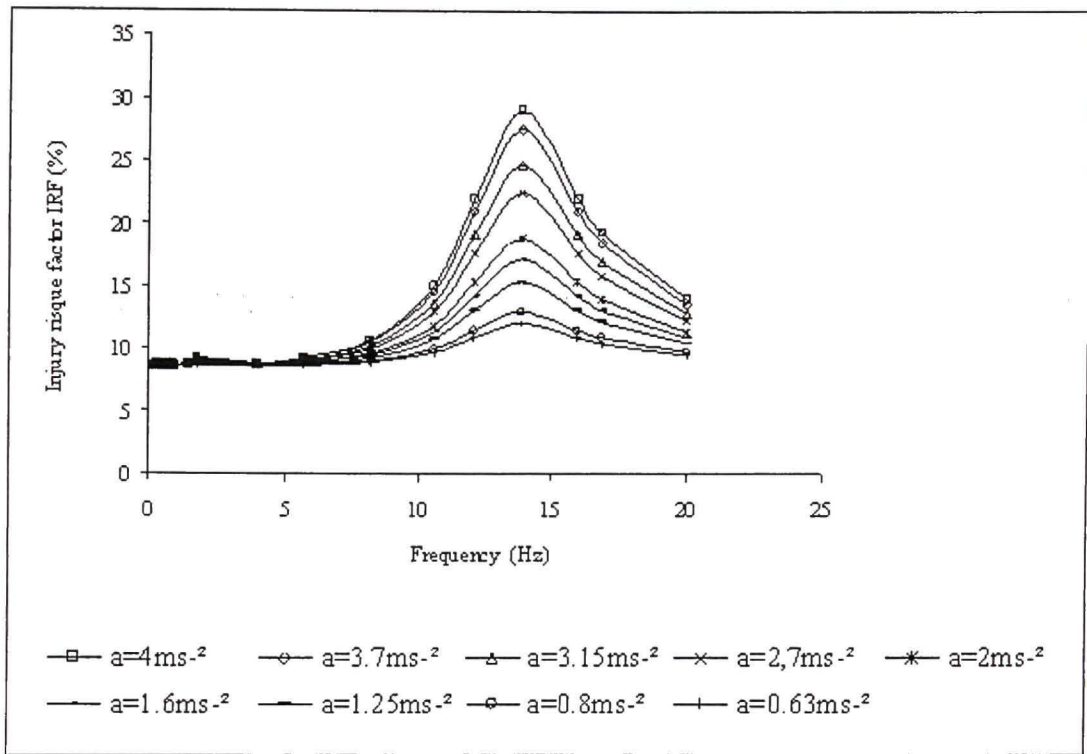


Figure 3.8 Injury Risk Factor with frequency at the L5 cancellous bone for different acceleration amplitudes.

In addition, this study demonstrates that, if acceleration exceeds 10 ms^{-2} , as it can be encountered on very rough roads (shocks), the IRF exceeds 50%. A similar result was predicted by Morrison, Robinson, Nicol, Roddan, Martin, Springer, Cameron and Albano [39], who employed a health hazard method. These authors found a probability of injury of close to 95% for drivers exposed to repetitive shocks of 2 g at 6 Hz (close to the spine natural frequency) during a one-year exposure.

3.2.5 Discussion

Validation of the bony microfracture assumption as a source of adverse health effects requires, as a first step, knowledge of stress/strain distribution in the lumbar spine in order to locate the vertebral elements most likely to be damaged. The consistencies between the developed model and the published results on loading forces and natural frequencies

demonstrate that the computed stresses for the L5 cancellous bone are representative (Fig.3.7) and constitute a significant contribution to the understanding of bone fractures. A relationship has been established between the resulting dynamic stresses and the input acceleration amplitudes as measured at the seat. By extracting information from fig. 3.7, which related the dynamic stresses as a function of frequency for different acceleration amplitudes, a linear relationship has been developed between the dynamic stresses σ_{dyn} (MPa) and the acceleration amplitudes A (ms^{-2}) measured at the seat when excited to the rachis resonant frequency. By considering the static stress component (MPa), which has been computed at 0.26 MPa, the total stress σ_{tot} is equal to $\sigma_{\text{tot}} = \sigma_{\text{dyn}} + \sigma_{\text{stat}}$. A linear least-square regression revealed the following relationships between the total stress (static and dynamic) σ_{tot} computed from the maximal level and from a mean level with the acceleration “A” measured at the seat:

$$\text{Max stress: } \sigma_{\text{tot}} = 0.16 A + 0.27, \quad (3.2)$$

$$\text{Mean stress: } \sigma_{\text{tot}} = 0.13A + 0.22, \quad (3.3)$$

To validate our numerical model, relations Eq. (3.2) and (3.3) were compared with an experimental model established by Seidel et al [13]. In fact, these authors [13] proposed an experimental model to estimate the mean dynamic and total stresses. The static stresses were found to be related to posture, age and body mass. The dynamic stresses were related to body type, posture and seat acceleration. Through in-vivo tests applied to 36 subjects, they determined a linear relationship between the dynamic stresses (MPa) and the acceleration amplitudes (ms^{-2}). By considering a 40-year-old male in the driving posture, which, in our study, corresponds to an average body type, and by generating a static stress component of 0.21 MPa, a linear regression analysis, applied to L5/S1, revealed the following relationship:

$$\text{Mean stress: } \sigma_{\text{tot}} = 0.1A + 0.23 \quad (3.4)$$

Fig. 3.9 illustrates the relationships Eq. (3.4) for an average body type, computed at the natural frequency of the lumbar spine in the vertical direction. It shows that the stresses obtained from our numerical results may be advantageously compared to the experimental model as proposed by Seidel et al, for the same anatomy.

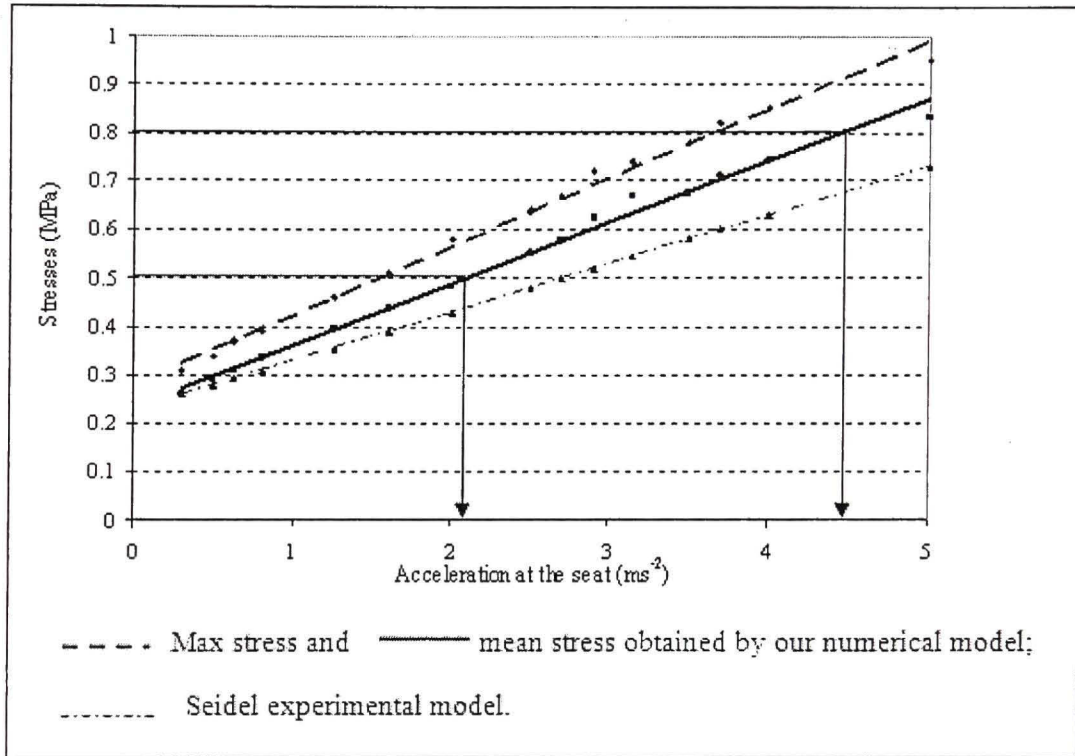


Figure 3.9 Total stress with seat acceleration, at resonant frequency.

To simplify the analysis, a discrete single degree of freedom model (1 DOF) was adopted by Coermann [49] and Griffin [2] for modelling the human body exposed to mechanical vibrations. By applying an excitation to the natural frequency, the dynamic stress computed for a 1 DOF system can be expressed in the following form:

$$\sigma_{dyn} = \frac{\sqrt{1 + (2\xi)^2}}{2\xi} \frac{A * Meq}{S} \cos(\theta) \quad (3.5)$$

where M_{eq} is the equivalent mass, “A” the applied acceleration amplitude to the seat, S the average cross-section of disc, θ the posture angle and ξ the damping rate.

The vibration transmitted to the seat during driving comes from road roughness that can generate multiple shocks and random vibration. These vibrations are transformed along its path by the natural frequencies of the suspension and the result is a superposition of harmonic motion with random vibration and shocks. In the case of random excitation, a different approach from harmonic excitation must be adopted for estimating the fatigue damage, because all the frequencies are excited in the same time and the natural frequency of the lumbar spine is always excited. Indeed, we may consider that this study represents a critical severity case. Then, our study furnishes a method for estimating the dynamic stresses and the injury risk of factor, considering ageing, in case of random excitation when the natural frequencies of the lumbar spine are all excited.

In this study, the static stress σ_{stat} is 0.26MPa, the applied mass is approximately 57 % of the body weight (≈ 40 kg), the average disc cross-section at L3-L4 is 1500 mm^2 , the rate damping is 10% and the posture angle is about 15° . The total stress σ_{tot} ($\sigma_{dyn} + \sigma_{stat}$) can then be expressed as following:

$$\sigma_{tot} = 0.14A + 0.26, \quad (3.6)$$

This simplified model corresponds closely to the models obtained from our numerical results (Eq.3. 2 and 3.3 for mean and max stress respectively).

Since the IRF (%) was defined as the ratio between the computed total stress ($\sigma_{dyn} + \sigma_{stat}$) and the ultimate stress (σ_u), we can also determine a linear relationship between the IRF and the acceleration amplitude applied at the seat. For example, if we consider the ultimate stress for a healthy trabecular bone (one of the osseous locations most susceptible to vibratory

damage) as averaging $\sigma_u = 3$ Mpa, the relationship relating the IRF (%) to the acceleration amplitude a (ms^{-2}) becomes therefore:

$$\text{IRF (\%)} = 5.3A + 9 \quad (3.7)$$

We can conclude that the stress limits issued from our study agree very well with those exposed in ISO 2631-5 [50] when drivers are subjected to vibrations containing multiple shocks. In fact, in many cases, such as in machinery travelling over rough surfaces, dynamic loading could be considered as vibration containing multiple shocks. A method for estimating vibration containing multiple shocks has been produced by ISO 2631-5 [50], which is concerned with the lumbar spine response. For impact excitation, the ISO 2631-5[50] standard proposes a procedure for estimating the daily equivalent static compression dose σ (Mpa). It computes the lumbar spine acceleration from the time histories in the seat, by using a theoretical model and extracted the peaks A_i ($i=1\dots n$) of the lumbar response in each direction. In lateral directions, the theoretical model is assumed to be linear and acceleration peaks are counted in negative and positive direction while in vertical direction, the theoretical model is extracted from a neural network model and the peak acceleration is only counted in positive direction. The corrected acceleration dose is computed in each direction and a daily equivalent static compression dose σ (Mpa) is proposed as follows:

- If $\sigma < 0.5$ Mpa, a 20 years old man working 240 days a year will have a low probability of injury;
- If $0.5 < \sigma < 0.8$ (Mpa), a 20 years old man working 240 days a year will have a moderate probability of injury;
- If $\sigma > 0.8$ (Mpa), a 20 years old man working 240 days a year will have a high probability of injury.

By considering an intermediate sized person, Fig 3.9 shows that the stresses of 0.5 Mpa and 0.8 Mpa are corresponding to acceleration levels of between 2.1 ms^{-2} and 4.5 ms^{-2} , respectively. Consequently, it may be suggested from ISO 2631-2004 [50] that a healthy

driver working 240 days a year will have a low probability of injury if acceleration amplitude is controlled lower than 2.1 ms^{-2} at the seat and that a healthy driver working 240 days a year will have a high probability of injury if the vibration amplitude at the seat is higher than 4.5 m/s^2 . This high level of acceleration of 4.5 ms^{-2} is coherent with ISO 2631-1997 [23] which recommends an exposure time lower than 30 minutes a day in this case. Dealing with acceleration data measured at the seat presents the great advantage to be easier to manipulate for industry than dealing with spine stresses than can't be measured in vivo.

The cancellous bone, representing almost 90% of the total volume of the vertebrae, has a porous structure and its fundamental role is to absorb energy. The cancellous bone has anisotropic mechanical properties that depend on the porosity of the specimen. The elastic and strength properties of cancellous bone are displaying substantial heterogeneity with respect to age, health, anatomy site, loading direction, and loading mode. In compression, both modulus and strength decrease with age, falling approximately 10 percent per decade [43]. Both modulus and strength depend heavily on apparent density. These relationships vary for different types of cancellous bone due to the anatomic site, age, disease and related variations in cancellous architecture. Linear and power-law relationships can be used to describe the dependence of modulus and compressive strength on apparent density and age [43, 44, 45], with typical coefficients of determination (R^2) ranging from 0.6 to 0.9. The apparent density of vertebral cancellous bone decreases linearly with ageing [46, 47]. The age of the vertebral cancellous bone samples studied ranged from 20 to 80 years and the average density was $0.23 \pm 0.08 \text{ gcm}^{-3}$, varying from 0.05 to 0.3 gcm^{-3} [46, 47]. Thus, the IRF can be expressed according to the acceleration amplitude at the seat, age and corresponding osseous densities. Fig. 3.10 shows the relationship between the IRF and the acceleration amplitudes recorded at the seat when excited to the rachis natural frequency for different osseous densities and corresponding ages.

As expected, the results show that the risk of damage increases with age due to the corresponding decrease in osseous density.

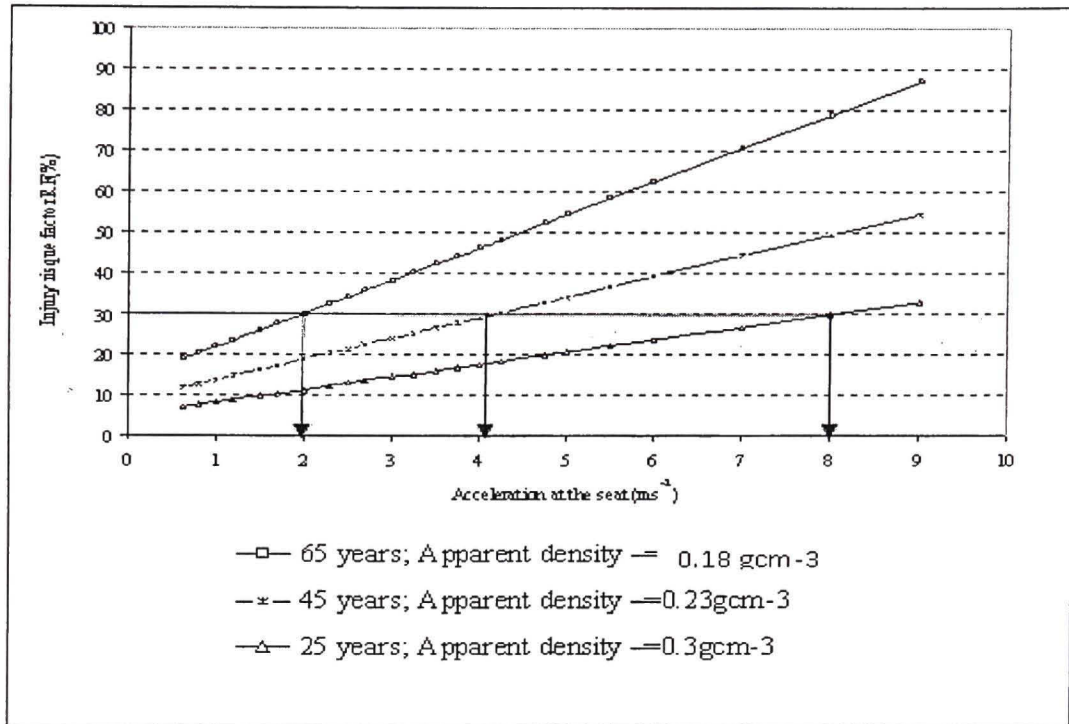


Figure 3.10 Injury Risk Factor with acceleration amplitude at the seat, at resonant frequency for different ages and osseous densities.

By considering a healthy person and by applying acceleration amplitude about 4.5 ms^{-2} at the lumbar spine, an excitation at the natural frequency can produce a risk of damage of 30% for a 45-year-old driver by considering an apparent density of 0.23 gcm^{-3} . As described in Figure 3.10 for a 65 years old man, an acceleration amplitude between 2.1 ms^{-2} and 4.5 ms^{-2} (producing a total stress between 0.5 and 0.8Mpa as shown in Fig. 3.9) can produce an IRF respectively of 30% and 50%. Fig.3.11 and Eq. (3.8) shows the relationship between the acceleration threshold $A_{30\%}$ and the driver's age.

$$A_{30\%} = -0.15 \text{ year} + 11.48 \quad (3.8)$$

By considering an IRF level 30%, Fig. 3.11 shows that the amplitude of vibration must be reduced to 4.5 ms^{-2} when the driver is 45 years old and to 2.1 ms^{-2} when the driver is 65 years old (apparent density of 0.18 gcm^{-3}), if the excitation is maintained at the natural frequency of the lumbar spine, as is the case under shock or random excitation.

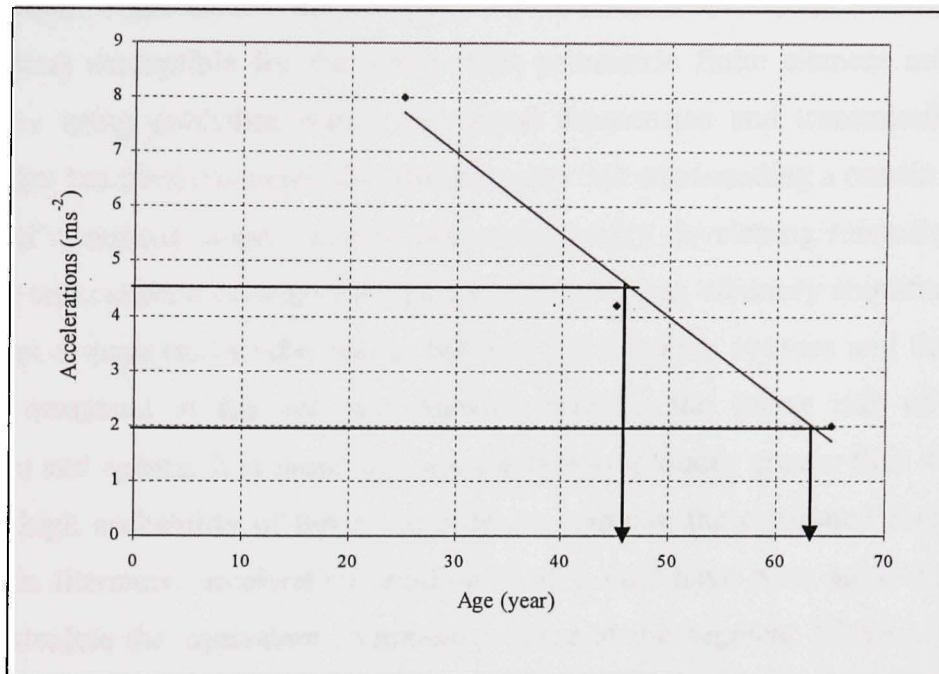


Figure 3.11 Acceleration threshold with age driver for an Injury.

Therefore an acceleration amplitude of 2.1 ms^{-2} can be considered as a limit in order to avoid any injury risk and this whatever the age of driver.

3.2.6 Conclusion

This paper aims to study the dynamic behaviour and stress distribution in the lumbar vertebrae when exposed to low-amplitude mechanical vibrations, and, in so doing, help for validating the assumption that whole-body vibration can induce microfractures in the bony elements of the spine, which, in turn, can lead to adverse health effects. A finite element numerical model of the lumbar spine has been developed using a parametric model. Two other models, representing the lumbar and thoracic spine and L4-5 motion segments, were generated to predict the natural frequencies and to validate the parametric model. The dynamic model is aimed at computing the modal analysis, the response transmissibility and the dynamic mechanical stresses of the lumbar spine produced by whole-body vibration, in order to evaluate the potential risk of adverse health effects for professional drivers while in a

seated position. Furthermore, the computed stress/strain distributions identify the osseous locations most susceptible for damaging. This parametric finite element model has been validated by using published results of natural frequencies and transmissibility. A new damage index has been developed for predicting the risk of exceeding a certain percentage of the material's ultimate stress capacity and consequently developing microfractures (noted IRF) under an excitation coming from the seat for any given vibratory amplitude. This study has revealed a quantitative relationship between the dynamic stresses and the acceleration amplitude measured at the seat and another between the injury risk of fracture and acceleration and ageing. It is found that acceleration amplitudes greater than 4.5 ms^{-2} could produce a high probability of injury. In order to compare the computed forces with those published in literature, acceleration amplitudes of 3 ms^{-2} have been applied to the seat in order to calculate the equivalent compressive force at the segment L3-L4. The estimated equivalent compressive force at segment L3-L4 is about 1030 N. The risk of adverse health is more significant if the apparent density is lower than 0.23 gcm^{-3} (about 0.18 gcm^{-3}). These effects are related to the age of drivers and this study confirmed that old drivers present a more significant risk of fracture than the young's one. If an Injury Risk Factor of about 30% is defined as the limit of endurance in order to avoid fatigue problems, the results show that drivers older than 45 years old are susceptible to long term injury. An excitation acceleration of 2 ms^{-2} applied to the seat have been found as a threshold limit in order to avoid any risk of fracture, whatever the age of the driver. For the acceleration threshold of 2 ms^{-2} , the IRF was found ranging from 12% for a young driver to 30% for an old driver. The future of this research is aimed at investigating, by a statistical approach, the effect of the following parameters: driving posture, body weight, bone structure, apparent density (age), acceleration level and damping rate on dynamic stresses and on the health risk (IRF) due to WBV. The study will enable the evaluation of lumbar spine mechanical fatigue when exposed to the continuous whole-body vibration for the prediction of the vertebral lifespan when subject to long-term exposure to low-frequency and low-amplitude dynamic loads.

Acknowledgements

The authors gratefully acknowledge the financial support provided by the Institut de Recherche en Santé et Sécurité du Travail (IRSST-Montréal) and the Natural Sciences and Engineering research council of Canada (NSERC) through grants to graduate students.

3.2.7 References

- [1] M. Bovenzi, and C. Hulshof, An updated review of epidemiologic studies on the relationship between exposure to whole-body vibration and low back pain. *Journal of Sound and Vibration* 215 (4) (1998), 595-612.
- [2] M.J. Griffin, *Handbook of Human Vibrations*. Academic Press, London, 1990.
- [3] S.Lings, and C. Leboeuf, Whole-body vibration and low back pain: a systematic, critical review of the epidemiological literature 1992-1999. *International Archives of Occupational and Environmental Health* 73 (2000), 290-297.
- [4] M.H. Pope, D.G. Wilder and M. Magnusson, Possible mechanics of low back pain due to whole-body vibration. *Journal of Sound and Vibration* 215 (4) (1998) 687-697.
- [5] M.L. Magnusson and M.H. Pope, Development of a protocol for epidemiological studies of whole-body vibration and musculoskeletal disorders of the lower Back. *Journal of Sound and Vibration* 215 (4) (1998), 643-651.
- [6] C. Hulshof, B. Van Zanten Veldhuijzen, Whole – body vibration and low – back pain. *International Archives of Occupational and Environmental Health* 59 (1987) 205-220.
- [7] P.E. Boileau, Whole-body vibration exposure and its role in the aetiology of low back pain (in french). *Travail et Santé* 18 (1) (2002), 31-35.
- [8] J. Sandover, The fatigue approach to vibration and health: it is a practical and viable way of predicting the effects on people, *Journal of Sound and Vibration* 215 (4) (1998) 699-721.
- [9] M. Thomas, A.A. Lakis and S. Sassi, Adverse health effects of long-term whole-body random vibration exposure, *Recent Research. Development in Sound and Vibration, Transworld Research Network* 2 (2004) 55-73.

- [10] M.H. Pope and T.H. Hansson, Vibration of the spine and low Back pain. *Clinical Orthopedics and Related Research* 279 (1992) 49-59.
- [11] T.M. Hansson, T. Keller and R. Johnson, Mechanical behaviour of human lumbar spine. Fatigue strength during dynamic compressive loading, *Journal of Orthopedic Research*, 5 (4) (1987) 479-487.
- [12] P. Brinckmann, M. Bggemann and D. Hilweg, Fatigue fracture of human lumbar vertebrae. *Clinical Biomechanics*, Suppl.1 (1988) 1-23.
- [13] H. Seidel, R. Bluthner and B. Hinz, On the health risk of the lumbar spine due to whole-body vibration. The theoretical approach, experimental data and evaluation of whole-body vibration, Federal institute for occupational safety and health. *Journal of Sound and Vibration* 215(4) (1998) 723-741.
- [14] H. Ayari, M. Thomas and S. Doré, Statistical model development for predicting life time of lumbar rachis, according to cyclic stresses, age and bone density (in french). *IRSST, Pistes* 7 (2) (2005) 1-14.
- [15] T. Hansson, B. Roos, Microcalluses of the trabeculae in lumbar vertebrae and their relation to the bone mineral content. *Spine* 6 (1981) 375-380.
- [16] D. Vashishth, J. Koontz, S.J. Qiu, D. Lundin- Cannon, Y.N. Yeni, M.B. Schaffler, D.P. Fyhrie, In vivo diffuse damage in human vertebral cancellous bone. *Bone* 26 (2000) 147-152.
- [17] T. Wenzel, M. Schaffler, D. Fyhrie, In-vivo cancellous microcracks in human vertebral bone. *Bone* 19 (1996) 89-95 London.
- [18] H. Dupuis and G. Zerlett, Acute effects of mechanical vibration, the effects of whole-body vibration. Springer, Berlin Heidelberg (1986) 12-86.
- [19] P.E Boileau, S. Rackheja, X. Yang and I. Stiharu, Comparison of biodynamic response characteristics of various human body models as applied to seated vehicle drivers, *Noise and Vibration Worldwide*, October1997, pp. 8-15.
- [20] H. Dupuis, Medical and occupational preconditions for vibration-induced spinal disorders: Occupational disease no. 2110 in Germany. *International Archives of Occupational and Environmental Health* 66 (2) (1994) 303-308.
- [21] International Organization for Standardization ISO 5982, Mechanical vibration and shock, Range of idealized values to seated-body biodynamic response under vertical vibration, Edition 2, 2001, 24 p.

- [22] International Organization for Standardization ISO 7962, Mechanical vibration and shock, mechanical transmissibility of the human body in the z direction, Edition 1, 1987, 15 p.
- [23] International Organization for Standardization ISO 2631-1, Mechanical vibration and shock - evaluation of human exposure to whole-body vibration - part 1: general requirements, 1997, 22 p.
- [24] M. Kasra, A. Shirazi, and G. Drouin, Dynamics of Human Lumbar Intervertebral Joints, Experimental and finite – element investigations. *Spine* 17 (1) (1992) 93-102.
- [25] V.K. Goel, B.T. Monroe, L.G. Gilbertson, and P. Brinckmann, Finite Element Analysis of the L3–L4 Motion Segment subjected to axial compressive loads. *Spine* 20 (6) (1995) 689-698.
- [26] O. Izambert, D. Mitton, M. Thourot, and F. Lavaste, Dynamic stiffness and damping of human intervertebral disc using axial oscillatory displacement under a free mass system. *Euro Spine* 12 (2003) 562-566.
- [27] W.Z. Kong and V.K. Goel, Ability of the finite element models to predict response of human spine to sinusoidal vertical vibration. *Spine* 28 (17) (2003) 1961-1967.
- [28] S. Kitazaki, M.J. Griffin, A modal analysis of whole-body vertical vibration, using a finite element model of the human body. *Journal of Sound and Vibration* 200 (1) (1997) 83-103.
- [29] B. Buck, and H. Woelfel, Dynamic three-dimensional finite element model of a sitting man with a detailed representation of the lumbar spine and muscles. In: Middleton, J. (Ed.), *Compute Methods in Biomechanical and Biomedical Engineering*, vol. 2(1998) 451-463.
- [30] M. Fritz, Description of the relation between the forces acting in the lumbar spine and whole-body vibrations by means of transfer functions. *Clinical Biomechanics* 15 (2000) 234-240.
- [31] S. Pankoke, J. Hofmann and H. Woelfel, Determination of vibration-related spinal loads by numerical simulation. *Clinical Biomechanics* 16 (1) (2001) S45-S56.
- [32] M. Verver, J. Van Hoof, C. Oomens, N. Van De Wouw and J. Wismans, Estimation of spinal loading in vertical vibrations by numerical simulation. *Clinical Biomechanics* 18 (2003) 800-811.
- [33] J. Sandover, Dynamic loading as a possible source of low-back disorders. *Spine* (8) (1983) 652-659.

- [34] F. Lavaste, W. Skalli and S. Robin, Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics* 25 (10) (1992) 1153-1164.
- [35] J. Berry, J. Moran and W. Berg, A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae. *Spine* 12 (1987) 362 -367.
- [36] P. Dolan and M.A. Adams, Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for modelling. *Clinical Biomechanics* 16 (1) (2001) 8-16.
- [37] D.N. Joanes, Dynamic compressive properties of human lumbar intervertebral joints: a compression between fresh and thawed specimens. *Journal of Biomechanics* 21 (5) (1988) 425- 433.
- [38] T. Sonoda, Studies on the strength for compression, tension and torsion of human vertebral column. *Journal of Biomechanics, Kyoto Prefectural University of Medicine* 71 (1962) 659-702.
- [39] J.B. Morrison, D.G. Robinson, J.J. Nicol, G. Roddan, S.H. Martin, M.J.N. Springer, B.J. Cameron and J.P. Albano, A biomechanical approach to evaluating the health effects of repeated mechanical shocks. *Research and Technology Organization the human factor and medicine panel* (24) (1998) 1-8.
- [40] Li-Xin Guo and Ee-Chon Teo, Prediction of the modal characteristics of the human spine at resonant frequency using finite element models. *Journal of Engineering in Medicine, Proc.IMEch* 219 (H) (2005) 230-241.
- [41] B. Hinz, R. Bluethner, G. Menzel, H. Seidel, Estimation of disc compression during transient whole-body vibration. *Clinical Biomechanics* 9 (4) (1993) 263-271.
- [42] S.Ruth, F. Allan, P. Randal, Effect of loading rate on endplate and vertebral body strength in human vertebrae. *Journal of Biomechanics* 36 (2003) 1875- 1881.
- [43] R.W. McCalden, J.A. McGeough, and C.M. Court – Brown, Age – related changes in the compressive strength of cancellous bone: The relative importance of changes in density and trabecular architecture.. *Journal of Bone and Joint Surgery* 79A (3) (1997), 421-427.
- [44] D.L. Kopperdahl and M. Tony, Yield strain behavior of trabecular bone. *Journal of Biomechanics* 31 (1998) 601–608.
- [45] S.J. Ferguson, S. Thomas, Biomechanics of the aging spine. *EuroSpine* 12 (Suppl. 2) (2003), 97 -103. doi 10.1007/s00586-003-0621-0.
- [46] MP. Ettinger, Aging Bone and Osteoporosis “Strategies for preventing fractures in the elderly”. *Archives of Internal Medicine* (2003) 163 .

- [47] E.R. Myers, S.E. Wilson, Biomechanics of osteoporosis and vertebral fracture. *Spine* 22 (1997) 25-31.
- [48] R. Carter Dennis and E. Caler William, Uniaxial fatigue of human cortical bone the influence of tissue physical characteristics. *Journal of Biomechanics* 14 (1981) 461-470.
- [49] R.R. Coermann, The mechanical impedance of the human body in sitting and standing position at low frequencies. *Human Factors* (1962)227-253.
- [50] International Organization for Standardization ISO 2631-5, Mechanical vibration and shock - evaluation of human exposure to whole-body vibration - part 5: 2004, 21 p.

CHAPITRE 4

A DESIGN OF EXPERIMENTS FOR STATISTICALLY PREDICTING A RISK OF ADVERSE HEALTH EFFECT OF DRIVERS EXPOSED TO VERTICAL VIBRATIONS

4.1 Présentation

Cet article a été soumis à OMICS:

Ayari H., Thomas M., Doré S., 2009, A Design of experiments for statistically predicting a risk of adverse health of drivers exposed to vertical vibrations.

Alors que dans l'article 2, un modèle numérique par éléments finis paramétré a été développé, mais sans vraiment profiter des avantages du paramétrage, l'objectif de l'article 3 est d'étudier les contraintes dynamiques subies par des individus de diverses corpulences. Dans cette étude, un modèle statistique permettant de prédire la contrainte dynamique et un facteur de risque de fracture (FRD) est développé en se basant sur le modèle paramétrique de la colonne vertébrale développé dans l'article 2, et en tenant compte des paramètres vibratoires (accélération, fréquence), individuels (ossature, poids et posture) et mécaniques (densité osseuse et taux d'amortissement). Fondé sur les résultats numériques, un plan d'expérience a été mené avec le FRD comme variable dépendante. La posture, la corpulence, la densité apparente de l'os spongieux, l'aire des vertèbres, le taux d'amortissement du disque intervertébral, le poids des individus ainsi que l'amplitude de l'accélération du siège à la résonance des vertèbres ont été considérés comme variables indépendantes. Le plan d'expériences a compris 972 simulations. L'effet de l'âge a été considéré comme représentant une diminution de la densité et du taux d'amortissement. Le modèle présenté dans cet article est capable de simuler n'importe quelle condition de chargement, de posture et d'évaluer l'effet des variations géométriques inter-individuelles. La validation du modèle est basée sur une comparaison des contraintes obtenues avec les résultats expérimentaux tirés de la littérature.

4.2 Article 3

A DESIGN OF EXPERIMENTS FOR STATISTICALLY PREDICTING A RISK OF ADVERSE HEALTH EFFECT OF DRIVERS EXPOSED TO VERTICAL VIBRATIONS

Ayari H., Thomas M., Doré S.,

École de Technologie Supérieure, 1100 Notre-Dame Ouest,
Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

Résumé

L'objectif de cette étude est de présenter une méthode numérique pour estimer les contraintes dynamiques et leurs effets sur la santé des conducteurs professionnels. Un modèle paramétrique de la colonne vertébrale a été généré afin de calculer les contraintes et le risque de fracture sous l'effet d'une excitation harmonique. Un facteur de risque au dommage (FRD) en a résulté. Fondé sur les résultats numériques, un plan d'expériences a été mené avec le FRD comme variable dépendante. La posture, la corpulence, la densité apparente de l'os spongieux, l'aire des vertèbres, le taux d'amortissement du disque intervertébral, le poids des individus ainsi que l'amplitude de l'accélération du siège à la résonance des vertèbres ont été considérés comme variables indépendantes. Le plan d'expériences a compris 972 simulations. L'effet de l'âge a été considéré comme représentant une diminution de la densité osseuse et du taux d'amortissement des disques intervertébraux. Une limite de 30% du FRD a été considérée comme critique afin de considérer l'effet de fatigue à long terme. Si on considère un conducteur avec un poids léger (55kg) et ayant une densité apparente de l'ordre de $0,2 \text{ g/cm}^3$, une accélération de 3 m/s^2 appliquée au siège peut être considérée comme un seuil limite pour avoir une faible probabilité de dommage. Ce seuil de vibration doit être réduit à $2,7 \text{ m/s}^2$, si le poids augmente à 75 kg et à 2 m/s^2 si le poids est de 98 kg. En conséquence, le niveau d'accélération doit être contrôlée à des amplitudes de moins de 2 m/s^2 .

si nous voulons éviter tout risque de dommage et ceci pour n'importe quel âge, ossature, et poids du conducteur.

Abstract

The objective of this research is to numerically compute an indicator, called the Injury Risk Factor (IRF), which indicates the risk of adverse health effect arising from mechanical vibrations to which professional drivers are particularly prone. A design of experiments has been conducted by considering posture, bone structure, apparent density, damping rate and body weight as independent variables. A parametric finite elements model of lumbar rachis was generated in order to compute the dynamic stresses and evaluate a risk of fracture under dynamic excitations. It was shown that the IRF increases with ageing and an IRF of 30% has been found a threshold for fatigue purpose. This level can be reached if an acceleration level greater than 3 m/s^2 is applied to an old driver having a low density, a damping rate of 20% and a small weight (55 kg). This vibration threshold must be reduced to 2.7 m/s^2 if the weight increases to 75 kg and to 2 m/s^2 if the weight is high (98 kg). Consequently, the level of acceleration must be controlled to amplitudes less than 2 m/s^2 if we want to avoid any risk of injury whatever the driver, his weight, bone structure and age.

Keywords: Adverse health effect, Whole-body Vibration, Spinal loading, Finite Element Analysis, Ageing, Design of Experiments.

4.2.1 Introduction

Literature reports many epidemiologic investigations carried out to establish a link between exposure to upper body vibrations and spine disorders. These researches show a relationship between professional exposure to vertical vibrations transmitted to the upper body and an increased risk of adverse health effect. Long term Whole Body Vibrations (WBV) can generate adverse health hazards for the lumbar spine, especially at the three lower vertebrae L3-L5 (Bovenzi et al (1998); Hulshof et al, 1987). Several bibliographical reviews have indeed been published over the past 15 years which show a higher occurrence of low back disorders among populations exposed to dynamic loading, such as heavy equipment drivers, than with the general population (Lings et al, 2000). Available epidemiologic data is however not generally sufficiently powerful to establish a dose-effect relationship between exposure to whole-body vibrations and the risk of lumbar disorders (Pope et al (1998); Magnusson et al (1998); Guillon et al (1999); Boileau, 2002). In fact, whole-body vibrations induce dynamic stresses, principally compressive, into the spine, producing micro fractures into the endplates and vertebral body. The long-term exposure of the human body to vibrations may lead to mechanical fatigue (Sandover (1998); Thomas et al (1999, 2004)) and low back problems due to micro fractures in bones (cortical and cancellous), on endplates and micro lesions in the intervertebral discs (Pope et al, 1992).

Current gaps of knowledge concern also the effect of WBV containing high acceleration events on the lumbar spine, the influence of different sitting postures, the effect of osseous density, and the variability of WBV effects caused by the individual variability of the skeleton (Sandover (1983); Hansson et al (1987); Brinckmann et al (1988); Seidel et al (1998); Thomas et al (2004) and Ayari et al (2005) have suggested that fatigue failure of vertebral endplates and cancellous bone could be the pathogenetic mechanism that causes subsequent degenerative changes of the lumbar spine.

Several numerical and experimental (in-vitro or in-vivo) tests have been carried out to predict the local forces and moments acting on the human spine. Many researchers (Kitazaki et al (1997); Buck et al (1998); Fritz (2000); Pankoke et al (2001); and Verver et al (2003)) have developed dynamic finite element models of human body. These studies provide useful information concerning the dynamic behaviour of the lumbar segments and were aimed at computing the forces acting on the spine for an acceleration level specified. However, few numerical studies have established a relationship between the fatigue stresses and the acceleration at the seat. By applying an analytical method, Thomas et al (2004), have studied the long term adverse health effect for drivers exposed to harmonic and random vibrations. The experimental study developed by Seidel et al (1998), allowed for the assessment of a relationship between the forces and the acceleration at the seat by considering posture and nature of the body (bone structure). However, most of these models use fixed parameters and are not designed to easily observe the effect of inter-individual variations such as posture, bone structure, body weight, etc. In fact, a parametric finite element model, such as the one developed by Lavaste et al (1992), for a static analysis, is more suitable in order to easily study various effects concerning anatomy or posture on dynamic behaviour.

Consequently, this research is aimed at the elucidation of exposure – vibratory response relationship in order to derive quantitative relations for the assessment of the health risk due to WBV by investigating the effect of the following parameters: driving posture, body weight, bone structure, apparent density (age), acceleration level and damping rate on dynamic stresses. These effects are taken into account in order to define limits of acceleration amplitudes measured at the seat.

4.2.2 Subjects and methods

4.2.2.1 Mathematical model of the Injury Risk Factor

The dynamic behaviour of the vertebral bone may depend on several variables such as: apparent density, age, sex, posture, loading, excitation frequency, modal parameters of the vibratory excitation and several other factors. In this study, we considered the principal following parameters: posture angle (θ), body weight (M), averaged cross – section of disc (S) to represent the bone structure, apparent density (ρ) of lumbar vertebrae, vibratory amplitude (A), frequency of excitation (f), natural frequency (f_n) and damping rate (ξ).

If it is supposed that all these variables are independent and quantifiable, the dynamic stresses as well as an injury risk factor (IRF) can be generally expressed as:

$$\sigma_{\text{dyn}} = f(A, M, S, \xi, \theta, f/f_n) \quad (4.1)$$

$$\text{IRF} = g(A, M, S, \xi, \theta, \rho, f/f_n) \quad (4.2)$$

If we consider a model based on a single degree of freedom system (S.D.O.F.) as suggested by Coermann (1962) and Griffin (1990), for modelling the human body exposed to mechanical vibrations, the transmitted force to the lumbar spine can be evaluated. Under an excitation displacement Y coming from the seat, the transmitted force F_T to the body M may be expressed (Thomas et al (2007)) as:

$$F_T = \frac{\sqrt{1 + \left(2\xi \frac{f}{f_n}\right)^2}}{\sqrt{\left(1 - \left(\frac{f}{f_n}\right)^2\right)^2 + \left(2\xi \frac{f}{f_n}\right)^2}} M(2\pi f)^2 Y \quad (4.3)$$

By assuming that the excitation produces a vibration at the natural frequency ($f = f_n$) because the drivers are usually exposed to random or transient excitations, a simplified model for

computing the dynamic stresses has been developed from the transmitted force formulation (Eq. 4.3) by considering the body morphology (Mass M and cross sectional area at the intervertebral disc S) and the posture angle θ :

$$\sigma_{dyn} = B \frac{\sqrt{1+(2\xi)^2}}{2\xi} \frac{A * M}{S} \cos(\theta) \quad (4.4)$$

where:

- A is the applied acceleration amplitude to the seat,
- B is a statistical constant.

By assuming that the risk of adverse health is relative to the ratio of the applied stress to the ultimate stress, a new injury risk factor (IRF) has been developed (Ayari et al (2007)):

$$IRF = 100 * \frac{(\sigma_{dyn} + \sigma_{stat})}{\sigma_u} \quad (4.5)$$

where σ_{stat} is the compressive static stress as computed by our numerical model and σ_u is estimated from literature as $41.668 \rho^{1.9}$ [27-30] (Carter et al (1981), Hansson et al (1987); Mosekilde et al (1987); Keller (1994)) is the ultimate stress of the vertebrae.

By introducing equation (4.4) into (4.5), the following relationship has been developed:

$$IRF(\%) = (B_1 + B_2 * \frac{\sqrt{1+(2\xi)^2}}{2\xi} A * M \cos(\theta)) \frac{1}{S * \rho^{1.9}} \quad (4.6)$$

where B_1 and B_2 are statistical constants.

ADVERSE HEALTH EFFECTS TO LONG TERM WHOLE-BODY VIBRATION EXPOSURE

ABSTRACT

The objective of this study is to describe a method in order to evaluate the long term exposure limits to continuous Whole-Body Vibration (WBV) before the occurrence of fatigue failure, especially in the case of harmonic and random excitations. The human exposure to Whole Body Vibration could cause discomfort, damage and adverse health effects, depending on the amplitude, frequency, duration of exposure, body type, density of bone, body weight and posture, etc. Literature refers to many causes that can produce problems related to low back pain. Many studies mention that these problems are found among a population exposed to long-term vibration loads, such as in transportation (tractors, trucks, buses, subways, other vehicles, etc.). Two assumptions may cause low back pain due to vibration exposure: the assumption that low back pain is due to soft tissue injuries (disc, muscle) or the assumption that they are due to bone damage. Most experimental studies have shown that under dynamic compressive loadings, the damage most often occurs in the vertebral body. Indeed, exposure to mechanical vibration excites the lumbar spine in a simple compression mode; thus, such a loading can minimize the damage to discs since different mechanical models of intervertebral discs concluded that the disc herniation occurs mainly as a result of torsion or bending efforts coupled with the inclined lateral efforts. The generated dynamic stresses can be at the origin of accumulation of microscopic cracks in the bone (leading to fatigue damage of the bones) and this in despite of the potential for bone remodelling.

With the hypothesis that low back pain among drivers comes from bone damage, the research was conducted in order to determine the long term limits of exposure to vibrations. Two models have been developed, a statistical analysis model and numerical simulations using a parametric finite elements model to study the effects of vibration on the lumbar vertebrae of drivers.

4.2.2.2 Finite element model

A parametric finite element model of the rachis (L1/L5) has been applied for studying the effects of postures (flexed, lordosis and neutral posture), bone structure (frail, intermediate, and robust body), body weight, degree of degeneration represented by the damping rate and apparent density (for representing the ageing) on the injury risk factor computed for different levels of acceleration.

The parametric finite element model of the lumbar spine (L1-L5) was generated in a CAD (Pro-Engineer) software application by considering the parametric equations describing the shape of vertebra and intervertebral disc, as established by Lavaste et al (1992). The morphometric dimensions have been considered as measured on various vertebral bodies by Berry et al (1987). Figure 4.1 illustrates the main parameters of lumbar vertebrae.

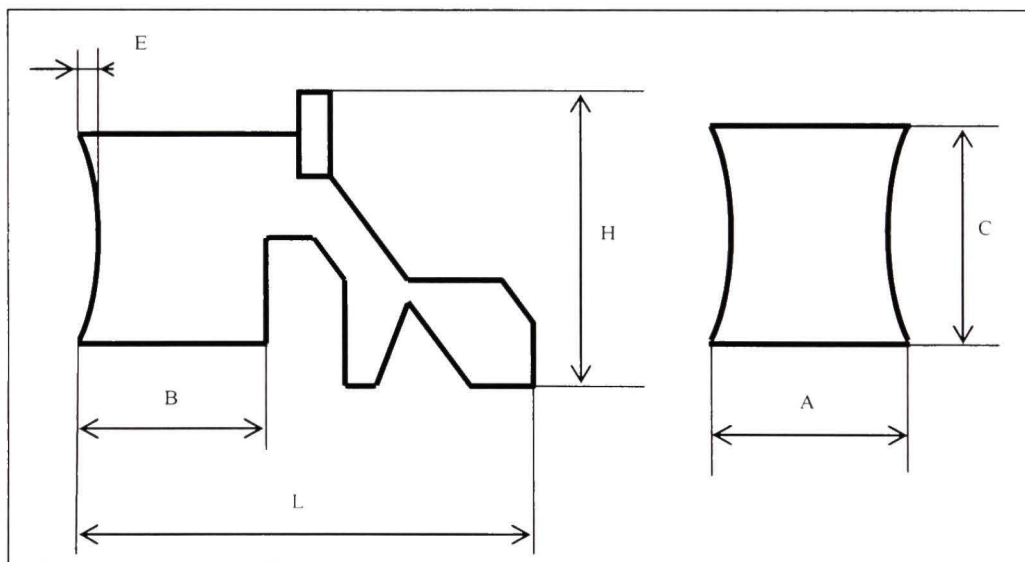


Figure 4.1 Main parameters of lumbar vertebrae (Lavaste et al (1992)).

The main advantage for using a parametric model is the facility with which different human morphologies can be studied. This parametric dynamic model presents the advantage of simulating any condition of posture as well as the effect of inter-individual geometrical variations. This parametric model allows for studying the effect of seated posture (flexed posture $\theta \leq 5^\circ$, lordosis posture $\theta \geq 25^\circ$, and average posture $\theta \approx 15^\circ$), bone structure (size of

vertebrae) and body weight on the mechanical behaviour of spine exposed to whole body vibration. Figure 4.2 illustrates various postures of the lumbar spine.

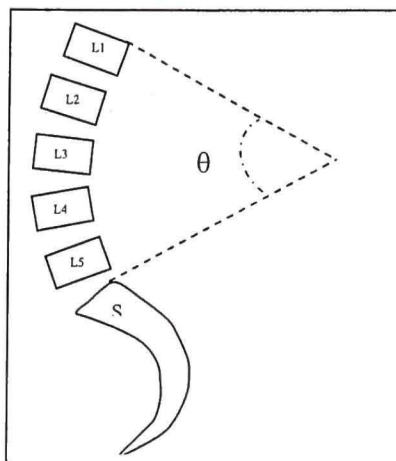


Figure 4.2 Postures of the lumbar spine.

Nine geometrical models of the spine have been generated for numerically extracting data which will be used for the design of experiments: three postures (lordosis, flexed and intermediate) and three bone structure (frail, intermediate and robust body). The bone structure was introduced by variation of the size of vertebral body as used by Seidel et al (1998), in vivo tests.

Each model of the lumbar spine is composed of 33 bodies (annulus, nucleus, endplate, cortical shell and spongy bone); 54 contact zones are defined between the bodies. The volumes of each part of the model were meshed separately with their meshing parameters. Owing to the geometrical complexity of the spine, the finite element mesh had to be fairly fine. The cortical shell, posterior elements, cancellous bone and endplates were meshed using 3D 10-node tetrahedral elements (Ansys software: Solid 187). This type of element was selected because it facilitates the interpolation of external geometry. The nonhomogeneous structure of the intervertebral disc was taken into account, as it is done in other finite element models (Shirazi et al (1984); Kasra et al (1992); Goel et al, (1995)), the annulus fibrosus was modelled as a composite material. The behavior of the nucleus pulposus was modelled using volumic

elements with a Poisson coefficient of 0.499 representing a quasi –isovolumic behaviour. The contacts were modelled with contact elements (Target 170 with 8-node, and Conta 174 with 8-node). In vivo, relative motion between posterior elements was assured by articular cartilage. In the model, a very low friction coefficient was applied to model the relative motion of cartilaginous structures. A frictionless contact element was chosen to model the connection between the posterior elements. Low-rigidity springs were added to the contact element model to ensure continuity. While the thickness varies from minimal in the central region to maximum at the ends, the endplate was modeled by considering a very thin layer (0.5mm thick). Thus it inherently provides little additional strength. Furthermore, it may serve to distribute the load more evenly over the vertebral bone, while preventing the migration of softer nucleus material into the pores in the vertebral endplate. The aspect of bone remodelling, while very important in fatigue concept, has not been considered in this study which is aimed at developing a criteria based on an instantaneous Injury Risk of Fracture (IRF). The IRF contains the information on ultimate stress and consequently on ageing by varying density and damping. The total number of lumbar spine elements and nodes is 36 500 and 83 808, respectively. The meshing of the lumbar spine and frictionless contact between apophyses is shown in Fig 4.3.

Once the lumbar spine model has been generated, the dynamic analysis are carried out on the model through the finite elements Ansys Workbench (Ansys© workbench) in order to compute the dynamic stresses. For the dynamic analysis of the lumbar spine, a distributed mass of about 55% the body weight was applied to the upper face of the rachis (Kasra et al (1992); Izambert et al (2003) for modelling the upper body. The mechanical properties of the various elements (cortical shell, cancellous bone, posterior elements and cartilaginous endplates, intervertebral disc) forming the vertebral body were deduced from literature (Shirazi et al (1984); Lavaste et al (1992); Kasra et al (1992); Izambert et al (2003)). The materials properties are given in Table 4.1.

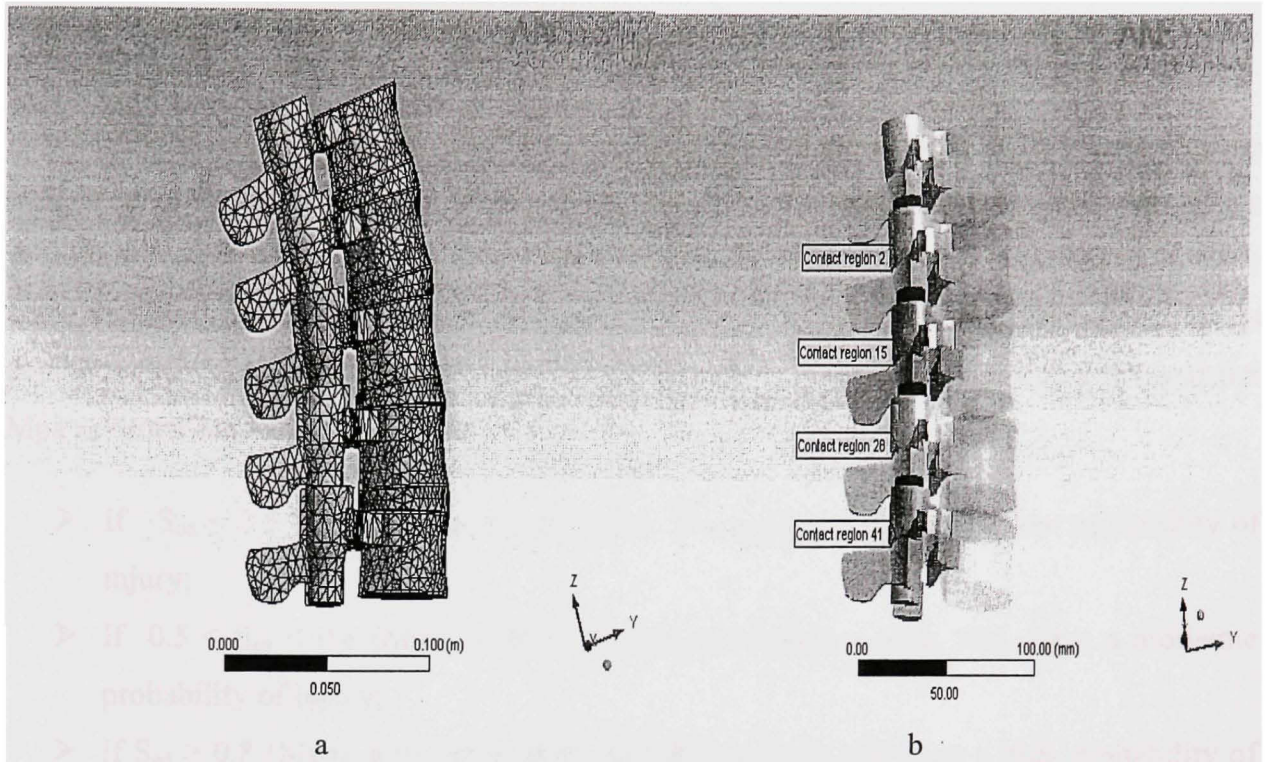


Figure 4.3 FE models a) Lumbar spine b) contact between posterior elements.

Table 4.1 Material properties

Material	Element type	Elastic Modulus (Mpa)	Poisson's Ratio
Cortical bone	volumic	12000	0.3
posterior elements	volumic	1000	0.25
Cancellous bone	volumic	100	0.2
Cartilaginous end plate	volumic	24	0.4
Annulus fibres	volumic	500	0.3
Annulus matrix		4.2	0.45
Nucleus		1.3	0.499

4.2.2.3 Range of Injury Risk Factor (IRF)

Results of ISO 2631-5 (2004), and those obtained by Brinckmann et al (1988), have been used in order to establish IRF thresholds. In fact, the ISO 2631-5 (2004), guide proposes a procedure for estimating a daily equivalent compression static stress S_{ed} (Mpa) of the lumbar spine response in order to predict the probability of injury when considering vibrations containing multiple shocks that excite all the resonances. This guide identifies 0.5 and 0.8 Mpa as limits of probability of injury:

- If $S_{ed} < 0.5$ Mpa, a driver working 240 days a year, will have a low probability of injury;
- If $0.5 < S_{ed} < 0.8$ (Mpa), a driver working 240 days a year, will have a moderate probability of injury;
- If $S_{ed} > 0.8$ (Mpa), a driver working 240 days a year, will have a high probability of injury.

In this study, the IRF is defined as the ratio between the calculated stress (or the recommended stress by ISO 2631-5 (2004), and the ultimate stress ($IRF\% = 100 \cdot \sigma / \sigma_u$). The ultimate stress of the vertebrae σ_u , estimated from literature, is equal to $41.668\rho^{1.9}$. In addition, the apparent density ρ may be described as a linear relationship with the number of years of exposure of drivers (see section 4.2.2.4). Therefore, the apparent density for an old driver (65 years old) is about 0.18 g/cm^3 . Considering the ISO 2631-5 (2004) limits, it appears that the equivalent IRF threshold is between 30% and 50% for a driver having 65 years old.

Brinckmann et al (1988) argued that a stress ratio of 30% normalised with the ultimate stress could be estimated as an endurance limit for in vivo exposure. The threshold of 30% may be assumed as a limit for avoiding any risk of fatigue after long duration of exposure to dynamic excitations as it is usual in mechanical fatigue problems and consequently, an IRF of 30% could be considered as representing a moderate probability of injury.

This threshold is also in agreement with the recommended stresses for an old driver, by considering a stress level of 0.5 MPa as a moderate probability of injury from ISO 2631-5 (2004). Furthermore, the results of Hansson et al (1987) show that a stress greater than 50% of the ultimate stress, induce fatigue failure occurring before 1000 cycles. This threshold is in agreement with the recommended stresses for an old driver by considering the stress level of 0.8 MPa as a high probability of injury from ISO 2631-5 (2004).

Consequently, we have considered in this study the following criteria for IRF:

- If $IRF < 30\%$, a driver working 240 days a year, will have a low probability of injury;
- If $30\% < IRF < 50\%$, a driver working 240 days a year, will have a moderate probability of injury;
- If $IRF > 50\%$ a driver working 240 days a year, will have a high probability of injury.

4.2.2.4 Protocol of the design of experiments

In order to study the effects of parameters appearing in equation (6) on the injury risk factor IRF, a numerical design of experiments was conducted (Ayari et al (2007)). A full factorial design was selected to allow all three-level interactions between the independent variables to be effectively investigated. The levels for each factor were extracted from literature:

- The lower face of vertebrae was subjected to various vertical accelerations. The acceleration amplitudes were extracted from the ISO 2631 (1997) curves that define limits of exposure according to the frequency and duration of exposure. In this study, four levels were considered. Levels of the applied accelerations were 1, 2, 3.15 and 4 m/s^2 .
- The cancellous bone, representing almost 90 % of the total volume of the vertebrae, has a porous structure and its fundamental role is to absorb energy. The cancellous bone has anisotropic mechanical properties that depend on the porosity of the specimen. The elastic and strength properties of cancellous bone display substantial heterogeneity with respect to age, health, anatomy site, loading direction, and loading mode. Both modulus and strength depend heavily on apparent density. In compression, both modulus and

strength decrease with age, decreasing of approximately 10 percent per decade (McCalden et al (1997)). These relationships vary for different types of cancellous bone because of the anatomic site, age, and disease and related variations in cancellous architecture. Linear and power-law relationships can be used to describe the dependence of modulus and compressive strength on apparent density and age (McCalden et al (1997); Kopperdahl et al (1998); Ferguson et al, 2003), with typical coefficients of determination (R^2) in the range 0.6 to 0.9. The apparent density of the cancellous bone of the vertebrae decreases linearly with ageing (Myers et al (1997); Ettinger et al, 2003). The density may be described as a linear relationship with the number of years of exposure of drivers (MaCalden et al (1997)):

$$\rho = 0.375 - 0.003(n + 25) \quad (4.7)$$

where n is the number of years of exposure from 25 years.

For a young driver of 25 years old ($n=0$), the apparent density is 0.3 g/cm^3 . Consequently, for drivers older than 25 years old, Eq (4.7) may be expressed as:

$$\rho = 0.3 - 0.003n \quad (4.8)$$

Three levels of the vertebral apparent density, ranging from 0.1 g/cm^3 to a maximum value of 0.3 g/cm^3 with an intermediate value of 0.2 g/cm^3 have been considered:

- In seated posture, three critical levels of posture angle were chosen as determined by Adams et al (2002): the flexed posture, the lordosis posture and the intermediate posture.
- Three levels of the cross sectional areas (S) were considered. The cross sectional areas (S) at the L3-L4 represent the bone structure (frail, intermediate or robust body). The same parameter (S) was used by Seidel et al (1998). In fact, Seidel et al considered two main parameters to define the bone structure which are the cross sectional area at the disc and the Humeral Index (HI) represented by the ratio between elbow width and the upper arm length.

- The viscous damping rate depends on the degree of degeneration of the inter-vertebral disc (grade of the disc) and muscle activity (Adams et al (2002)). We may consider a damping rate equal to 30% for a young driver of 25 years old. For a driver older than 25 years old, the damping rate may be assumed following a linear relationship with the number of exposure years:

$$\xi = 0.3 - 0.0025n \quad (4.9)$$

The stress responses were computed by considering a viscous damping rate of 10% 20% and 30% as determined from the experimentation of Kasra et al (1994) and Izambert et al (2003).

- Three levels of body weight were chosen (heavy, intermediate and light).

Table 4.2 shows the values considered for each factor. The total number of numerical simulations is 972.

Table 4.2 Independent variables

Variables	Levels			
	1	2	3	4
Acceleration A (m/s ²)	1	2	3.15	4
Apparent density ρ (g/cm ³)	0.1	0.2	0.3	
Body weight M (Kg)	55	75	98	
Posture angle θ°	5	15	25	
Cross sectional area L3-4, S (mm ²)	1200	1500	1800	
Damping rate ξ (%)	10	20	30	

4.2.3 Results

4.2.3.1 Analysis of variance (ANOVA)

Analysis of variance (ANOVA) was applied to investigate the main effects of independent variables, together with their three-level interaction effects on the IRF. The ANOVA table decomposes the variability of the IRF into contributions due to various factors. The p-value and the F-ratio test the significance of each factor and interaction between them. More the F-ratio is high and more the p-value is close to zero, more the effect is significant. For the ANOVA analysis, we selected a 99% confidence level (p-value lower than 0.01) for testing the significance of the main effects and three-level interaction effects. The computed ANOVA output and the calculated Fisher ratios with their p-value are shown in Table 4.3 for each significant effect. The effects are classified from the most significant to the lesser one.

4.2.3.2 Effect on the Injury Risk Factor IRF

In all the following analysis, we have considered 30% and 50 % as thresholds of IRF. The analysis of interactions shows that the density and damping rate are definitely parameters more significant than the others on the injury risk factor. These parameters reflect the effect of bone degeneration and ageing of drivers. In the following paragraphs, ten combinations of three-level interactions are examined.

4.2.3.3 Interactions between density, damping and weight.

Figure 4.4 shows the interactions implying the body weight, damping and density.

Table 4.3 ANOVA results

Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
Main effects					
apparent density : ρ	1.42295E6	2	711473	76191	0.0000
Body weight :M	143422	2	71711	7679	0.0000
Damping rate : ξ	97634	2	48817	5228	0.0000
Acceleration : A	91415	3	30471	3263	0.0000
Cross sectional area S	51768	2	25884	2772	0.0000
Posture angle : θ	5493	2	2746	294	0.0000
Three-level interactions					
M* ρ * ξ	10185	8	1273	136	0.0000
A* ρ * ξ	14604	12	1217	130	0.0000
A*M* ρ	5519	12	460	49	0.0000
M*S* ρ	3533	8	442	47	0.0000
M*S* ξ	2212	8	276	30	0.0000
A*M* ξ	2894	12	241	26	0.0000
S* ρ * ξ	1491	8	186	20	0.0000
A*S* ρ	1600	12	1335	14	0.0000
M* θ * ρ	670	8	84	9	0.0000
θ * ξ * ρ	636	8	80	9	0.0000
Residual	6424	688	9		
Total (Corrected)	2.18576E6	971			
All F-ratios are based on the residual mean square error					

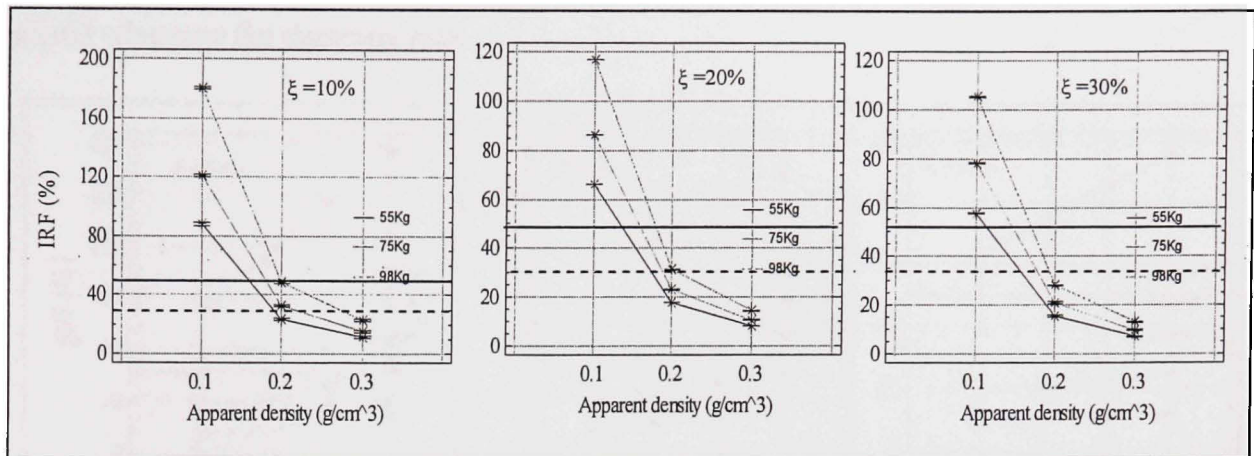


Figure 4.4 Interactions between weight, density and damping.

The risk of adverse health increases with body weight and when density and damping decrease. Statistical results show that young drivers with high bone density (0.3 g/cm^3) present low risk whatever their weight and damping. On the other hand, the IRF is very critical when density is very low (0.1 g/cm^3), whatever the weight and damping. Workers with a high damping present low risk if their density is higher than 0.1 g/cm^3 . In fact, a density of 0.2 g/cm^3 represents a threshold to have a risk of damage, accordingly with the weight and damping of drivers. Especially for a low damping and medium density, the effect of weight is critical.

4.2.3.4 Interactions between acceleration, damping and density

The damping, the density and the acceleration are the second significant three-level interaction in importance (Figure 4.5).

As expected, the risk increases with the acceleration level, but it is not the preponderant effect. It is shown that the risk of adverse health effect decreases with increasing density and damping. The negative effect on IRF is critical when density is very low. Indeed, the osseous density exhibits a non linear behaviour and decreases from 0.2 g/cm^3 to 0.1 g/cm^3 since it

may be observed a greater variation of the risk than compared to the passage of 0.3 to 0.2 g/cm³ whatever the damping rate.

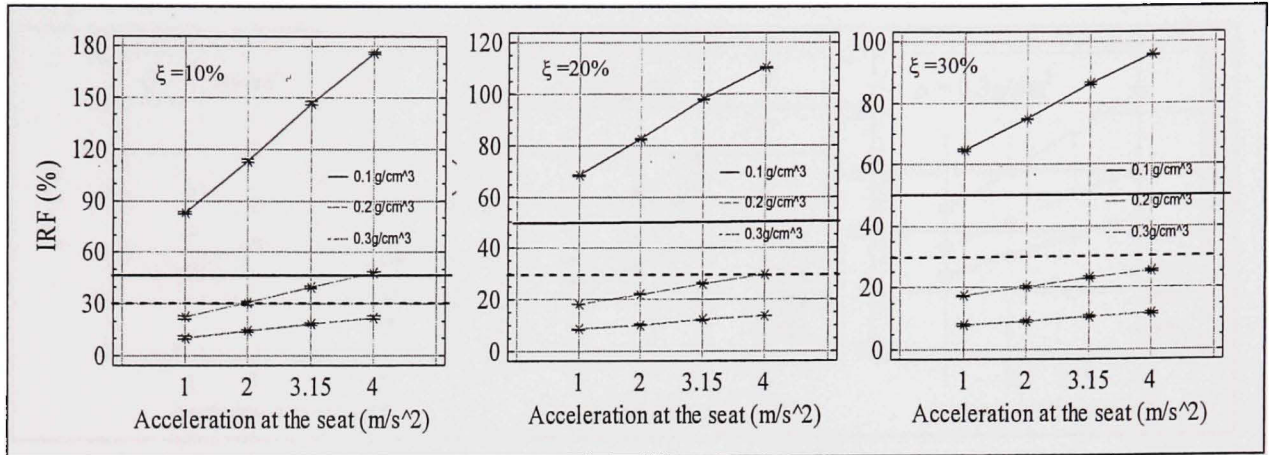


Figure 4.5 Interactions between acceleration, damping and density.

The drivers having a damping greater than 10% and an apparent density greater than 0.2 g/cm³ present low risk whatever the level of acceleration while vertebrae having a low damping (10%) combined with a density of 0.2 g/cm³ present a moderate risk when exposed to vibration amplitudes greater than 2 m/s². Consequently, a density of 0.2 g/cm³ may be considered as a threshold for the risk of fracture, accordingly to the acceleration level and the damping rate. Figure 4.5 shows that the acceleration amplitude must be controlled to amplitudes less than 4 m/s² in order to avoid a high probability of injury to drivers having a low damping rate (10%) and a density of 0.2 g/cm³. However, by considering the endurance limit of 30%, the acceleration amplitude must be less than 2 m/s² in order to avoid a moderate probability of injury.

4.2.3.5 Interactions between acceleration, weight and density

The third effect in importance is the interaction between the acceleration, the body weight and the density (Figure 4.6). As seen previously, there is low risk for a driver with a high density (0.3 g/cm³) while the risk is very high with ageing and loss of density (0.1 g/cm³), whatever the weight or the vibration level. With a density of 0.2 g/cm³, the amplitude of vibration must be controlled to less than 4 m/s² to avoid a high risk of fracture and less than

2 m/s² to permit a long term of exposure and this for drivers with a heavy body weight (98 kg).

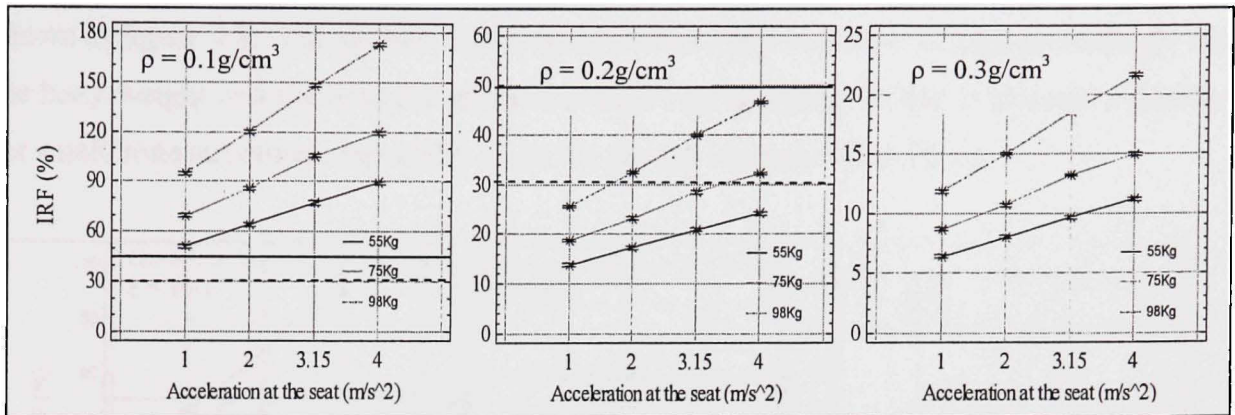


Figure 4.6 Interactions between acceleration, weight and density.

4.2.3.6 Interactions between weight, area (or bone structure) and density

The effects of body weight, the area (bone structure) and density on IRF are shown in Figure 4.7. The risk of adverse health effect increases with the body weight and with a decrease of the cross sectional area and density. The risk of fracture is very high if the density is low (0.1 g/cm³), while there is a low probability of injury when density is high (0.3 g/cm³). When density is 0.2 g/cm³, the drivers with a high weight present a moderate probability of injury.

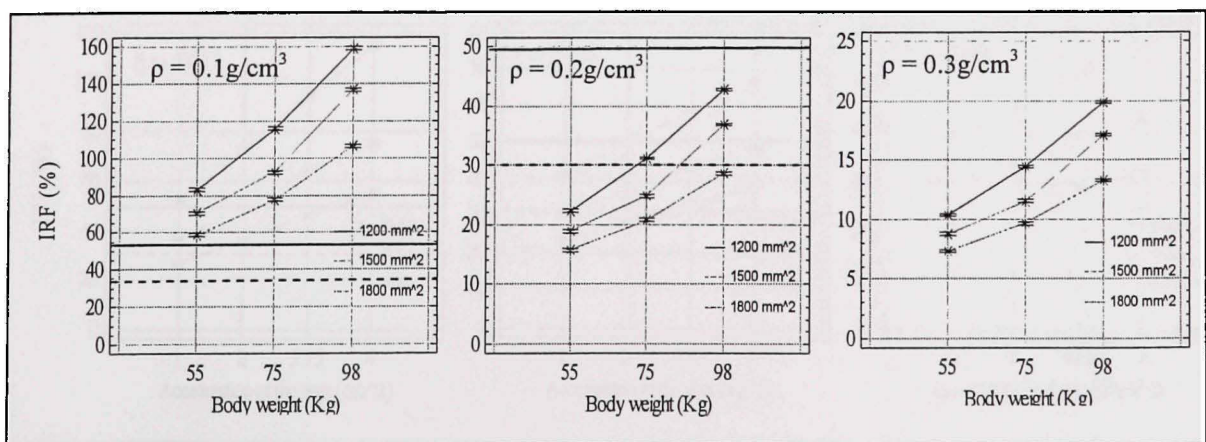


Figure 4.7 Interaction between weight, area and density.

4.2.3.7 Interactions between weight, area (bone structure) and damping

The interactions implying the body weight, the area (bone structure) and the damping rate are shown in figure 4.8. The probability of injury varies from moderate to high accordingly with the body weight and the area for drivers having a low damping (10%). It is more significant for small bone structures, especially when the weight is greater than 75 kg.

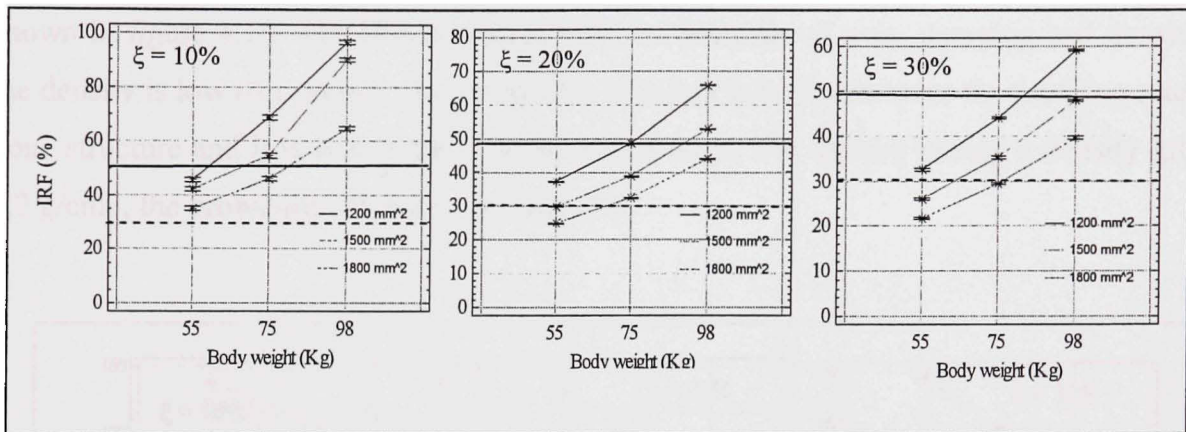


Figure 4.8 Interaction between weight, area and damping.

4.2.3.8 Interactions between acceleration, weight and damping rate

As seen previously, the risk of adverse health increases with the weight and with a decrease of damping rate (Fig. 4.9).

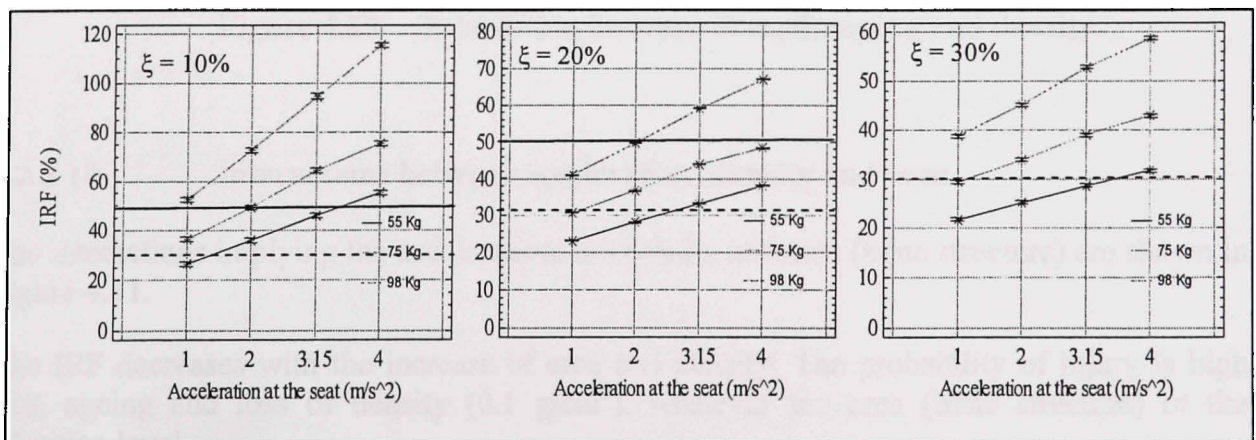


Figure 4.9 Interactions between acceleration, weight and damping.

Very heavy drivers are subject to a high probability of injury. Drivers with a medium weight have a moderate probability of injury and drivers with a light body weight, a low probability of injury, accordingly with the amplitude of vibration and damping rate.

4.2.3.9 Interactions between area (bone structure), damping rate and density

The interactions implying the area (bone structure), the damping rate and the density are shown in figure 4.10. The IRF decreases with the increase of area, damping and density. If the density is low (0.1 g/cm^3), the probability of injury is high whatever the damping rate and bone structure and it is low if the bone density is large. For drivers having a density greater 0.2 g/cm^3 , the probability of injury is moderate.

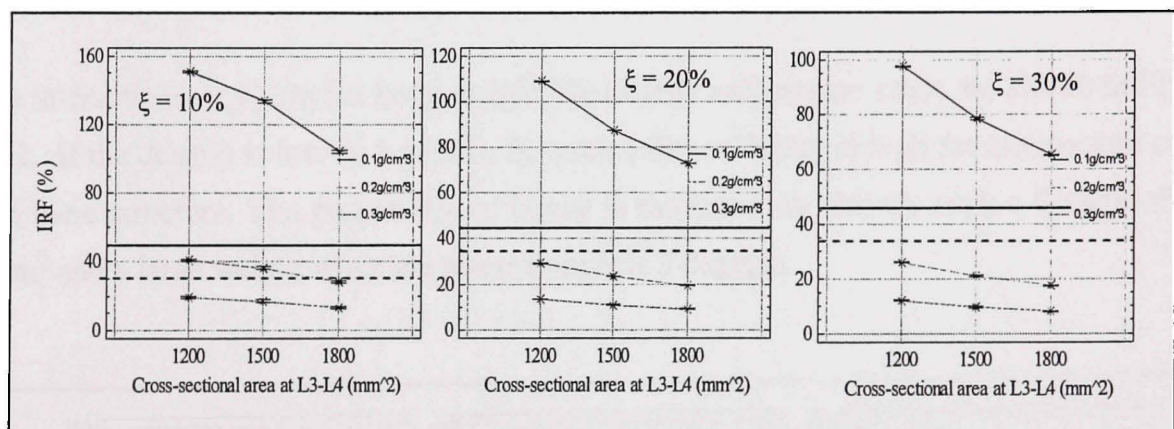


Figure 4.10 Interaction between area, damping and density.

4.2.3.10 Interactions between acceleration, density and area

The interactions implying the acceleration, the density and area (bone structure) are shown in Figure 4.11.

The IRF decreases with the increase of area and density. The probability of injury is high with ageing and loss of density (0.1 g/cm^3), whatever the area (bone structure) or the vibration level.

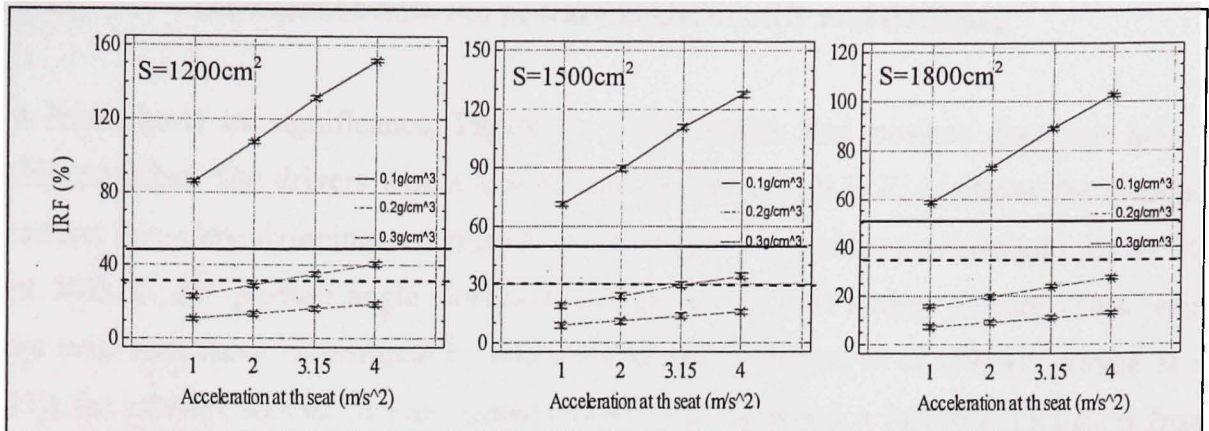


Figure 4.11 Interaction between acceleration, density and area.

4.2.3.11 Interactions between body weight, posture angle, density

The interactions implying the body weight, the density and posture angle are shown in Figure 4.12. If the density is low ($0.1 g/cm^3$), the probability of injury is high for any posture angle and bone structure. The probability of injury is moderate for drivers with a density of $0.2 g/cm^3$ and a large weight when the posture angle is 5 degrees.

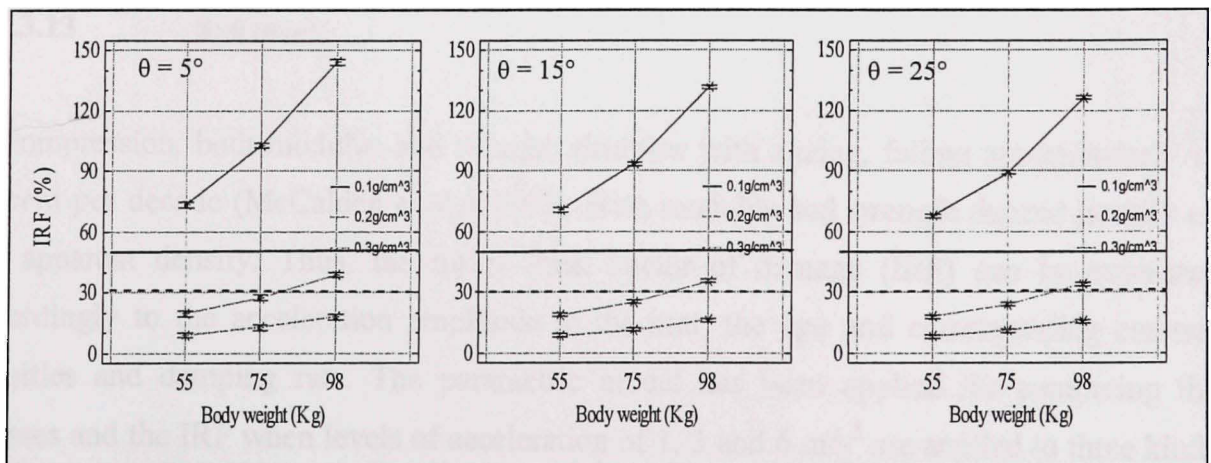


Figure 4.12 Interaction between weight, posture angle and density.

4.2.3.12 Interactions between posture angle, density and damping

At a lower level of significance, Figure 13 demonstrates that posture does not have a significant effect. The drivers with a low density present a high IRF, whatever the damping or posture. For a low damping, a density level of 0.2 g/cm^3 appears as a threshold for an IRF about 30%. A 25° posture angle (lordosis posture) is the best sitting posture. This result agrees well with those determined by other researches (Diffrient et al (1974); Wayne et al (2003)) for average adults. In fact, Grandjean (1980) identified a backrest inclusion from vertical adjustable between 20° to 30° . This inclusion permits a lordosis posture.

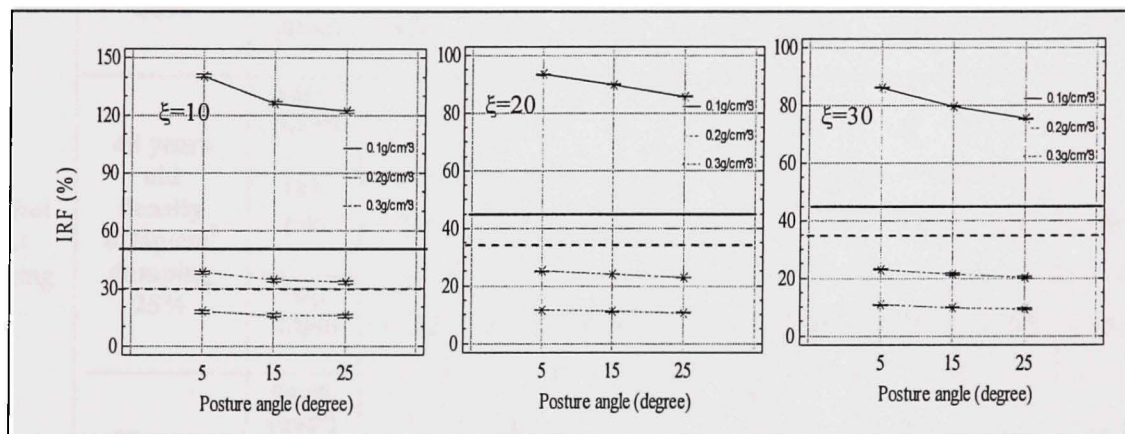


Figure 4.13 Interaction between posture, density and damping.

4.2.3.13 Synthesis

In compression, both modulus and strength decrease with ageing, falling approximately 10 percent per decade (McCalden et al (1997)). Both modulus and strength depend heavily on the apparent density. Thus, the Injury Risk Factor of damage (IRF) can be expressed accordingly to the acceleration amplitude at the seat, the age and corresponding osseous densities and damping rate. The parametric model has been applied for computing the stresses and the IRF when levels of acceleration of 1, 3 and 6 m/s^2 are applied to three kinds of drivers with different ages (density and damping rate) and morphologies (weight and bone structure): 1) a young driver (25 years old) with a density of 0.3 g/cm^3 and a damping rate of 30%; 2) a driver of 45 years old with a density of 0.24 g/cm^3 and a damping rate of 25%;

and finally 3) an old driver (65 years old) with a density of 0.18 g/cm^3 and a damping rate of 20%. The results are shown in Table 4.4.

Table 4.4 Risk of injury according to morphology and ageing

			Effect of morphology								
			Light weight			Medium weight			Heavy weight		
Effect of ageing	25 years old Density 0.3 g/cm^3 damping 30%	Accel. (m/s^2)	1	3	6	1	3	6	1	3	6
		IRF (%)	7	10	14	8	11	15	9	12	16
		* σ_{tot} (Mpa)	0.31	0.42	0.58	0.34	0.46	0.63	0.37	0.5	0.7
	45 years old density 0.24 g/cm^3 damping 25%	Accel. (m/s^2)	1	3	6	1	3	6	1	3	6
		IRF (%)	12	16	23	13	17.5	25	14	19	27
		* σ_{tot} (Mpa)	0.32	0.44	0.62	0.35	0.48	0.70	0.38	0.53	0.75
	65 years old density 0.18 g/cm^3 damping 20%	Accel. (m/s^2)	1	3	6	1	3	6	1	3	6
		IRF (%)	21	30	44	23	33	48	25	36	52
		* σ_{tot} (Mpa)	0.33	0.48	0.7	0.36	0.53	0.77	0.4	0.57	0.84

*($\sigma_{\text{tot}} = \sigma_{\text{dyn}} + \sigma_{\text{stat}}$)

The stresses and IRF computed by finite element (Table 4) show that a healthy young driver presents few risks of fracture. At 25 and 45 years old, the IRF of drivers is low ($\text{IRF} \leq 30\%$), whatever their weight even if exposed to levels of acceleration till to 6 m/s^2 . However, the IRF becomes moderate to high for drivers having 65 years old and a low density and damping. In fact, the acceleration amplitude must be controlled to amplitudes less than 6 m/s^2 for drivers having a low damping rate (20%) and a density of 0.18 g/cm^3 . Furthermore, the level of acceleration must be reduced to 3 m/s^2 for drivers with a light weight, to 2.7 m/s^2 for

a medium weight and to 2 m/s² for a heavy weight. An acceleration of about 3 m/s² can produce a total compressive stress ($\sigma_{\text{tot}} = \sigma_{\text{dyn}} + \sigma_{\text{stat}}$) between 0.5 Mpa and 0.8 Mpa and the risk of fracture for this acceleration level is less than 36%, whatever the age of drivers and body weight.

4.2.3.14 Modelling the Injury Risk Factor (IRF)

The next step is to develop the best possible prediction model for IRF using the full set of data. By performing a non-linear regression analysis on parameters, a model describing the relationship between IRF and the independent variables has been obtained. The equation (4.6) of the fitted model becomes:

$$IRF(\%) = \frac{1}{S^* \rho^{1.9}} \left(715.11 + 1.75 \frac{\sqrt{1 + (2\xi)^2}}{2\xi} A^* M^* \cos(\theta) \right) \quad \text{with } R^2 = 95.7\% \quad (4.10)$$

The adjusted R-Squared statistic, which is more suitable for comparing models with different numbers of independent variables, indicates that this model explains 95 % of the variability in IRF. Figure 4.14 illustrates the correlation between the observed results obtained by numerical model and the predicted IRF by our original model (Equ.4.10).

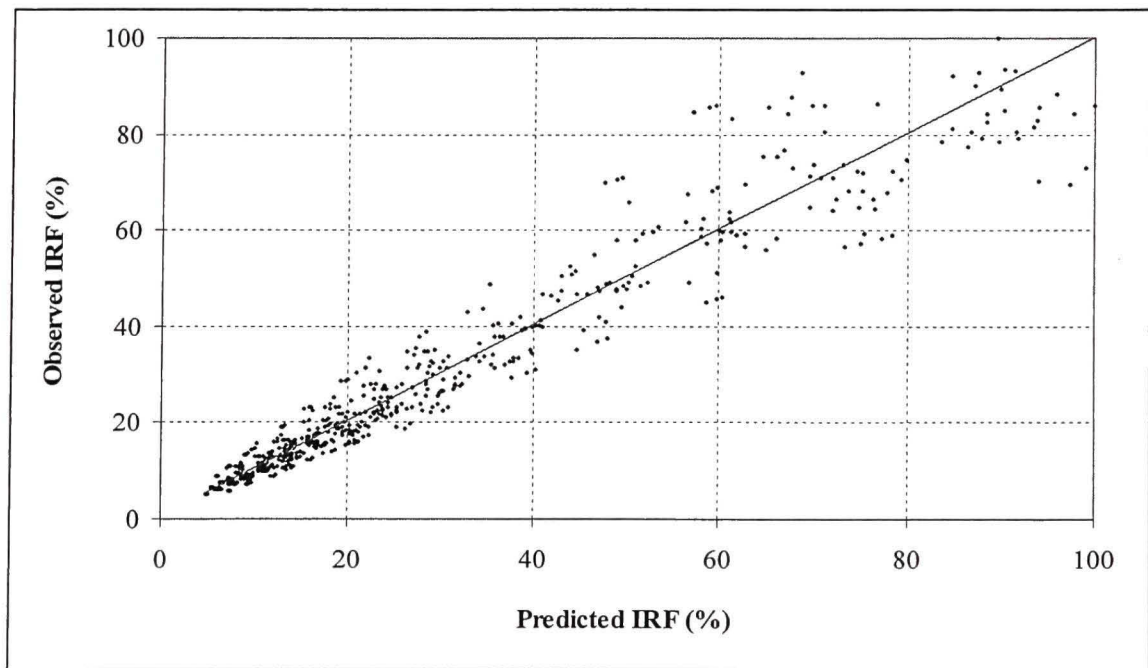


Figure 4.14 Curve of observed and predicted IRF (%).

4.2.4 Discussion

To validate the model of prediction of the injury risk factor, the numerical results of the computed forces have been compared with those published in literature. The compressive forces have been computed at the level of the motion segment L3-L4 for an intermediate person (posture angle of 15° , area at the disc of 1500 mm^2 , body weight of 75 kg and damping rate of 10%, 20% and 30%). This motion segment was chosen in order to compare our results with those found in the literature. These forces can be estimated for various acceleration amplitudes applied to the seat. For an intermediate bone structure and body weight (75kg), the dynamic maximum compressive force transmitted at L3-L4 by applying acceleration amplitude of 3.15 m/s^2 at the vertical resonance frequency, is computed at 721 N, 380 N and 275 N for damping rates of 10%, 20% and 30 % respectively. The maximal compressive force, combining static and dynamic efforts, acting at L3-L4 segment is ranging from 675 N to 1121 N, accordingly to the damping rate. The dynamic stresses σ_{dyn} are determined from our dynamic model (Eq.4.4). The constant B (Eq.4.4) is equal to 0.62 and the correlation coefficient R^2 is of 96.5%.

In the literature, few articles dealing with the dynamic forces applied to the lumbar spine were found. Through experiments, Fritz (2000) determined a maximum load at level L3-L4 of 634 N for an acceleration of about 4.9 m/s^2 . Verver et al (2003) estimated the compressive and tangential loads on the whole spine (from interface L5-S1 to interface C1-C2). At resonance, the compressive load on level L3-L4, for an acceleration of 3.9 m/s^2 , ranged from 581 N to 852 N according to the type of seat. Hinz et al (1993) developed a biomechanical model for the determination of the compressive load at level L3-L4 by using an effective weight of the human body on L3-L4 and a relative acceleration of 2.9 m/s^2 . The maximum load was estimated at 657 N. Thomas et al (2004) have shown that a healthy driver working 240 days a year could have a high probability of an adverse health effect after 12 years of continuous work if he was exposed to an harmonic excitation with acceleration amplitudes from the seat greater than 3.15 m/s^2 , which produces a compressive force about 980 N. Table

4.5 shows that the forces, computed in the present study, are in the same range than those reported in literature, with some higher values. This can be explained by the excitation applied at the natural frequency of the system.

Table 4.5 The L3-L4 maximum compressive forces compared to those published in literature

	Frequency range (Hz)	Max. acc. (m/s ²)	Compression (N)
Present study	0.5-15	3.1	675 to 1120
Thomas et al (2004)	4-8	3.1	980
Verver et al (2003)	0.5-15	4	581 to 852
Fritz (2000)	0-30	1-5	634
Hinz et al (1993)	0.5-7	3.1	657

A non-linear relationship has been developed between the dynamic stresses at the resonant frequency, the damping rate, the posture angle, the body weight, the bone structure and the acceleration amplitudes (m/s²) measured at seat (Eq.4.4).

The model of prediction of the dynamic stresses has been compared to experimental results published by Seidel et al (1998). In order to discover the relationship between external peak accelerations measured at the seat and the internal peak loads, biodynamic data of experiments (36 subjects, three body types, two different postures relaxed and bent forward; random WBV with rms accelerations of 1.4 m/s² containing high transients) were used as input to a biomechanical model. Internal pressure changes were calculated using individual areas of vertebral endplates. The assessment of WBV was based on the quantitative relations between peak accelerations at the seat and pressures predicted for the disk L5/S1. Seidel developed from experiments a model to estimate the mean dynamic and the total stresses at L5/S1 for young peoples (21 years old) having a mean mass (68 kg), three bone areas (1753 mm², 1963 mm² and 2024 mm²) and two posture angles: the driving posture D and the bend

forward posture BF. Table 4.6 shows the parameters considered by Seidel et al (1998). The total compressive stress ($\sigma_{tot} = \sigma_{dyn} + \sigma_{stat}$) were related to the bone structure, the posture and the acceleration at the seat. The damping was not considered (mostly damping rate is about 30% for a young driver).

Table 4.6 Experimental conditions
From Seidel et al (1998)

Mean body Weight (kg)	Mean age (Years)	Mean area S (mm ²) at L5/S1
67.1	23.7	1753
69.1	20.3	1963
67.9	20.7	2024

In the driving posture, Seidel et al (1998) plotted the stresses at L5/S1 against disc surface and revealed the following relationship:

$$\sigma_{tot} = 0.055A + 0.15 \quad (S=1753 \text{ mm}^2) \quad (4.11)$$

$$\sigma_{tot} = 0.052A + 0.13 \quad (S=1963 \text{ mm}^2) \quad (4.12)$$

$$\sigma_{tot} = 0.050A + 0.11 \quad (S=2024 \text{ mm}^2) \quad (4.13)$$

Figure 4.15 illustrates the relationships between the total compressive stresses σ_{tot} and acceleration computed at the natural frequency of the lumbar spine in vertical direction by our numerical model (using conditions of experimental tests sited in Table 4.6) and the experimental model (Eq.4.12) developed by Seidel et al (1998). The results show that the stresses obtained from our numerical model agree very well with the experimental model proposed by Seidel et al. (1998), for a similar anatomy. Our new model presents the advantage of considering the effect of damping that refines the results determined by Seidel et al (1998).

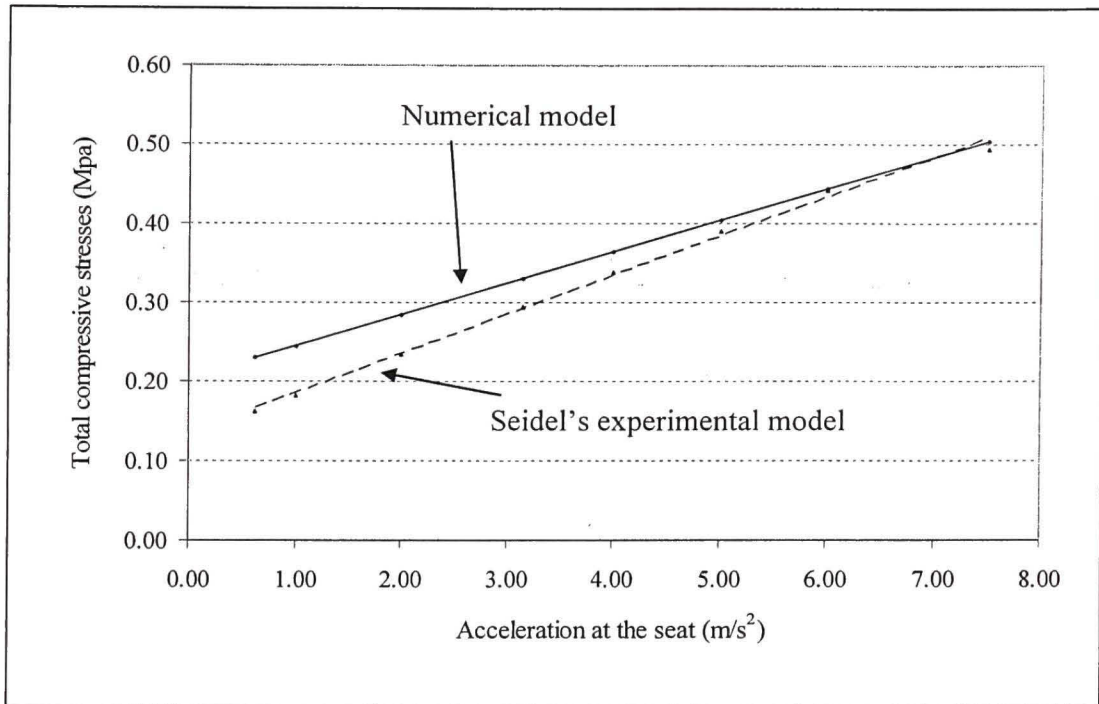


Figure 4.15 Total compressive stresses with acceleration at the seat, at resonant frequency for a damping rate 30% ($S=1963\text{mm}^2$, $M=69\text{Kg}$).

The Injury Risk Factor (IRF) (equ.4.10) may also be expressed according to the acceleration amplitude at the seat, the age and the corresponding osseous densities and, the damping rate. For an intermediate body of different ages (intermediate bone structure $S=1500\text{ mm}^2$, intermediate body weight $M=75\text{ kg}$ and intermediate posture angle: $\theta = 15^\circ$), Figure 4.16 shows the relationship between the Injury Risk Factor and the acceleration amplitude recorded at the seat and when exciting the lumbar spine at its natural frequency.

As expected, the results show that the risk of injury increases with the age because the osseous density and the damping rate decreases. By considering a healthy person, acceleration amplitudes of 3 m/s^2 applied at the seat exciting the lumbar spine at its natural frequency can produce a risk of damage of only 11 % for a young driver (25 years) by considering an apparent density of 0.3 g/cm^3 and a damping rate about 30%, while, for the

same level of excitation, the Injury Risk Factor increases to 17.5 % for a 45 years old driver (apparent density of 0.24 g/cm^3 , damping rate of 25%) and to 33 % when the driver is 65 years old (apparent density of 0.18 g/cm^3 and damping rate of 20%).

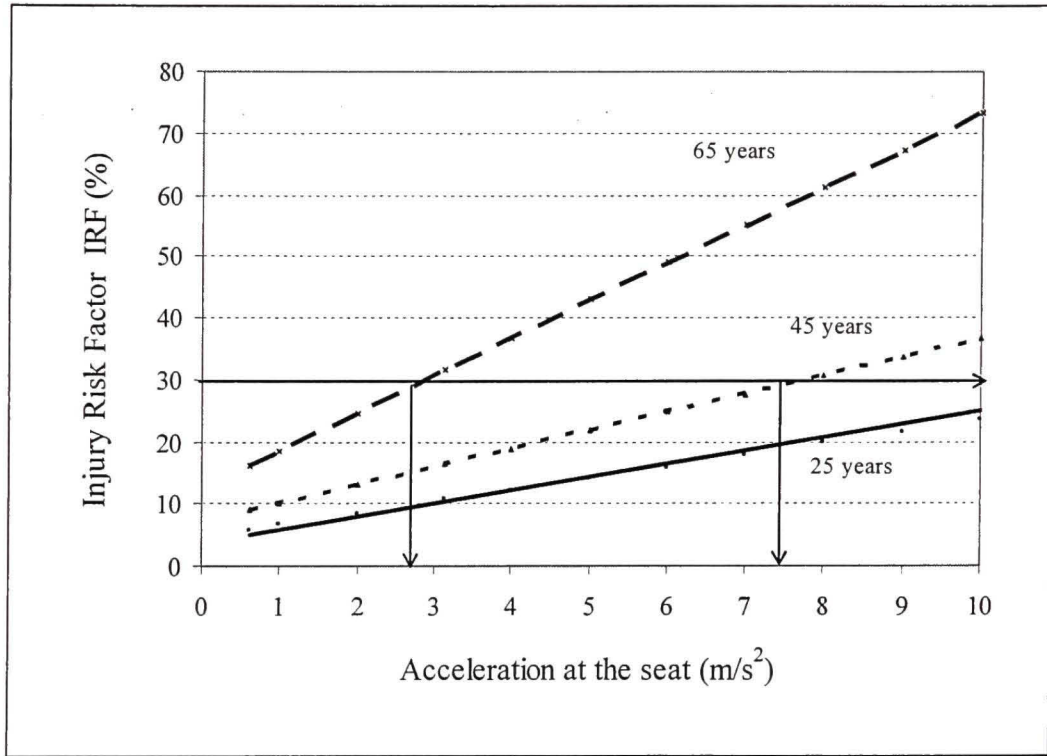


Figure 4.16 Injury Risk Factor with acceleration amplitude at the seat $S=1500 \text{ mm}^2$, $\theta = 15^\circ$ et $M=75 \text{ kg}$.

By considering an IRF of 30%, Figure 4.16 shows that the acceleration recorded at the seat has no significant effect for young drivers (25 years old). However, it must be limited to amplitudes lower than 7.5 m/s^2 for a 45 years old driver and lower than 2.7 m/s^2 for a 65 years old driver, if the excitation is maintained at the natural frequency of the lumbar spine, like it is the case when driving on roads that present shocks or random excitations. Figure 4.17 shows the relationship between the acceleration threshold ($A_{30\%}$) and the age of drivers for an intermediate body (intermediate body weight, bone structure and posture angle):

$$A_{30\%} = -0.232\text{Year} + 17.86 \quad (4.14)$$



**Figure 4.17 Acceleration threshold with age driver for Injury
Risk Factor of 30 %.**

The long term injury may also be estimated by using the approach described in ISO 2631-5 (2004). This guide proposes a model to predict the long term injury F as:

$$F = \left[\sum_{i=1}^n \left(\frac{S_{ed} N^{\frac{1}{6}}}{\sigma_u} \right)^6 \right]^{\frac{1}{6}} \quad (4.15)$$

$$\frac{S_{ed}}{\sigma_u} = \frac{IRF}{100} \quad (4.16)$$

By including our Equation 4.10 in Equation 4.15, the long term injury risk F becomes:

$$F = \left[\sum_{i=1}^n \left(\frac{1}{S\rho^{1.9}} \left(7.15 + 0.0175 \frac{\sqrt{1+(2\xi)^2}}{2\xi} A^* M^* \cos(\theta) \right) N^{\frac{1}{6}} \right)^6 \right]^{\frac{1}{6}} \quad (4.17)$$

If we replace the relationship of density and damping (Eq.4.8 and 4.9) into Eq.(4.17), the long term injury F becomes:

$$F = \left[\sum_{i=1}^n \left(\frac{1}{S^*(0.3-0.003n)^{1.9}} \left(7.15+0.0175 \frac{\sqrt{1+(0.6-0.005n)^2}}{0.6-0.005n} A^* M^* \cos(\theta) \right) N^{\frac{1}{6}} \right)^6 \right]^{\frac{1}{6}} \quad (4.18)$$

where:

- N is number of days of exposure per years.
- n is the number of years of exposure from 25 years.
- S is the cross sectional section at L3-L4 vertebrae.
- A is the acceleration amplitude at the seat.
- M is the body weight.
- θ is the posture angle.

If we consider an intermediate driver (75 kg, $S = 1500 \text{ mm}^2$) in a posture of 15 degrees who begins his work at 25 years old and is exposed to a 2.7 m/s^2 acceleration level during 240 days per years, the same driver will have a cumulative injury risk F equal to 80% when he will be 65 years old. A driver with a heavier weight (98 kg, $S = 1200 \text{ mm}^2$), in the same posture of 15 degrees, who begins his work at 25 years old and is exposed to a 2 m/s^2 acceleration level during 240 days per years, will have a cumulative injury risk F of about 100% when he will have 65 years old. These examples confirm that the level of acceleration must be controlled to amplitudes less than 2 m/s^2 if we want to avoid any risk of injury whatever the driver, his weight, bone surface and age.

4.2.5 Conclusion

The methode by design of experiments method allows for statistically analyzing results which show a large variability between individuals, such as weight, size, sex, age, etc. A finite element model of lumbar spine was developed by using a parametric model because

this strategy allows for a very quick simulation of various anatomies (robust, average or frail body-types). The dynamic model that has been developed is aimed at computing the dynamic mechanical stresses of the lumbar spine produced by whole-body vibrations of a person in a seated position in order to evaluate the risk of adverse health effect which could occur for professional drivers by considering the effect of the posture, the damping rate, the body weight, the bone structure and the apparent density. This parametric finite element model was validated by using published results of forces calculated at the L3-L4 and the experimental dynamic stresses estimated at the L5-S1. An Injury Risk Factor (IRF) was developed for any given vibratory amplitude coming from the seat.

From 972 computations, an ANOVA analysis revealed that the osseous density is definitely the most important factor affecting the risk of fracture. The effects of the interactions combining density and damping rate were found more significant than all the other combinations of variables on the injury risk factor. It was found that the risk of adverse health is more significant if the apparent densities is lower than 0.2 g/cm^3 and if the damping rate is lower than 20%. These effects are related to the age of drivers and this study confirmed that older drivers present a more significant probability of injury than the younger's one. If an Injury Risk Factor of about 30% is defined as a limit of endurance in order to avoid fatigue problems, the results show that drivers older than 45 years old are susceptible to long term injury and that his weight has a significant effect. If we consider a driver with a light weight and an apparent density of 0.2 g/cm^3 , an excitation acceleration of 3.0 m/s^2 applied to the seat has been considered as a threshold limit in order to have a small probability of injury. This vibration threshold must be reduced to 2.7 m/s^2 if the weight increases to 75 kg and to 2.0 m/s^2 if the weight is 98 kg. Consequently, the level of acceleration must be controlled to amplitudes less than 2.0 m/s^2 (1.4 m/s^2 rms) if we want to avoid any risk of injury whatever the driver, his weight, bone surface and age.

In the future, the numerical model will permit the evaluation of the mechanical fatigue of the lumbar spine exposed to the continuous whole-body vibrations and thus the prediction of the

lifespan of the vertebrae exposed to low-frequency and low amplitudes dynamic loads during a very long duration.

Acknowledgements

The authors gratefully acknowledge the financial support provided by the Institut de Recherche en Santé et Sécurité du Travail (IRSST-Montréal) and the Natural Sciences and Engineering research council of Canada (NSERC) in providing grants to graduated students.

4.2.6 References

- Adams M., Bogduk N., Burton K. and Dolan P. (2002). Biomechanics of back pain.
- Ayari H., Thomas M. and Doré S., (2005) Statistical model development for predicting life time of lumbar rachis, according to cyclic stresses, age and bone density (in french). IRSST, Pistes, 7 (2) 1-14.
- Ayari H., Thomas M. and Doré S. (2007). A design of experiment for studying the effect of human body parameters on an injury risk of drivers exposed to vibration, Proceedings of the 37th International conference on Computers and Industrial Engineering, October CIE07, Alexandria, Egypt, edited by M.H.Elwany and A.B. Eltawil, 620-628.
- Ayari H., Thomas M. and Doré S. (2007). Development of an injury risk factor for drivers. Proceedings of the 1st int. conference on industrial risk engineering, December CIRI07, Montreal, ISBN 978-2-921145-65-7, 137-150.
- Berry J., Moran J. and Berg W. (1987) A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae. *Spine* 12, 362-367.
- Boileau P.E., (2002), Whole-body vibration exposure and its role in the aetiology of low back pain (in french). *Travail et Santé* 18 (1) 31-35.
- Bovenzi M. and Hulshof C. (1998), An updated review of epidemiologic studies on the relationship between exposure to whole-body vibration and low back pain. *Journal of Sound and Vibration*, 215 (4), 595-612.
- Brinckmann P., Bggemann M. and Hilweg D. (1988) Fatigue fracture of human lumbar vertebrae. *Clinical Biomechanics*, Suppl.1, 1-23.

Buck B. and Woelfel H. (1998) Dynamic three-dimensional finite element model of a sitting man with a detailed representation of the lumbar spine and muscles, *Computed Methods in Biomechanical and Biomedical Engineering*, 2, 451-463.

Carter D. R. and Caler W. E., (1981) Uniaxial fatigue of human cortical bone the influence of tissue physical characteristics. *Journal of Biomechanics* 14, 461-470.

Coermann R.R., (1962) The mechanical impedance of the human body in sitting and standing position at low frequencies. *Human Factors*, 227-253.

Diffrient N, Tilley A.R, Bardagjy J.C (1974) *Humanscale 1/2/3*. Cambridge, MIT Press.

Ettinger MP., (2003) Aging Bone and Osteoporosis “Strategies for preventing fractures in the elderly”. *Archives of Internal Medicine* p.163.

Ferguson S.J. and Thomas S. (2003) Biomechanics of the aging spine. *EuroSpine* 12 (Suppl. 2), 97 -103.

Fritz M., (2000) Description of the relation between the forces acting in the lumbar spine and whole-body vibrations by means of transfer functions. *Clinical Biomechanics* 15, 234-240.

Goel V.K., Monroe B.T., Gilbertson L.G., and Brinckmann P., (1995) Finite Element Analysis of the L3–L4 Motion Segment subjected to axial compressive loads. *Spine* 20 (6) 689-698.

Grandjean E (1980) Sitting posture of car drivers from the point of view of ergonomics. in Osborne, D.J., and Levis, J.A. (Eds.): *Human Factors in Transport Research* London Academic Press, 2. 205-213.

Griffin M.J. (1990) *Handbook of Human Vibrations*. Academic Press, London.

Guillon F and El-Khatib A (1999) Two new tables concerning the professional diseases about the adverse health effects on lumbar spine (in french). *Revue Médecine* 58, 17-22.

Hansson T.M., Keller T. and Johnson R. (1987) Mechanical behaviour of human lumbar spine. Fatigue strength during dynamic compressive loading, *Journal of Orthopedic Research*, 5 (4), 479-487.

Hinz B., Bluethner R., Menzel G. and Seidel H. (1994) Estimation of disc compression during transient whole-body vibration. *Clinical Biomechanics* 9 (4) 263-271.

Hulshof C., Van Zanten Veldhuijzen B. (1987) Whole-body vibration and low-back pain. *Int. Archives of Occupational and Environmental Health* 59, 205-220.

ISO 2631 (1997). Evaluation of human exposure to whole body vibration. International Standards ISO, 102.

ISO 2631-5, (2004) Mechanical vibration and shock - evaluation of human exposure to whole-body vibration - part 5, International Organization for Standardization, 21 p.

Izambert O., Mitton D., Thourot M., and Lavaste F. (2003) Dynamic stiffness and damping of human intervertebral disc using axial oscillatory displacement under a free mass system. *Euro Spine* 12, 562-566.

Kasra M., Shirazi, A. and Drouin G. (1992) Dynamics of Human Lumbar Intervertebral Joints, Experimental and finite element investigations. *Spine* 17 (1) 93-102.

Keller T.S (1994) Predicting the compressive mechanical behaviour of bone. *Journal of Biomechanics* 27, 1159-1168.

Kitazaki S., Griffin M.J. (1997) A modal analysis of whole-body vertical vibration, using a finite element model of the human body. *Journal of Sound and Vibration* 200 (1) 83-103.

Kopperdahl D.L. and Tony M., (1998) Yield strain behaviour of trabecular bone. *Journal of Biomechanics* 31, 601-608.

Lavaste F., Skalli W. and Robin S., (1992) Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics* 25 (10) 1153-1164.

Lings S. and Leboeuf C. (2000), Whole-body vibration and low back pain: a systematic, critical review of the epidemiological literature 1992-1999. *Int. Archives of Occupational and Environmental Health* 73, 290-297.

Magnusson M.L. and Pope M.H. (1998), Development of a protocol for epidemiological studies of whole-body vibration and musculoskeletal disorders of the lower Back. *Journal of Sound and Vibration* 215 (4) 643-651.

McCalden R.W., McGeough J.A., and Court Brown C.M., (1997), Age – related changes in the compressive strength of cancellous bone: the relative importance of changes in density and trabecular architecture. *Journal of Bone and Joint Surgery* 79A (3) 421-427.

Mosekilde L., Danielsen C.C. (1987), Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals. *Bone* 8(2) 79-85.

Myers E.R. and Wilson S.E., (1997) Biomechanics of osteoporosis and vertebral fracture. *Spine* 22, 25-31.

- Pankoke S., Hofmann J. and Woelfel H., (2001) Determination of vibration-related spinal loads by numerical simulation. *Clinical Biomechanics* 16 (1) S45-S56.
- Pope M.H. and Hansson T.H. (1992) Vibration of the spine and low Back pain. *Clinical Orthopedics and Related Research* 279, 49-59.
- Pope M.H., Wilder D.G. and Magnusson M., (1998) Possible mechanics of low back pain due to whole-body vibration. *Journal of Sound and Vibration* 215 (4), 687-697.
- Sandover J., (1983) Dynamic loading as a possible source of low-back disorders. *Spine* (8) 652-659.
- Sandover J. (1998) The fatigue approach to vibration and health: it is a practical and viable way of predicting the effects on people, *Journal of Sound and Vibration* 215 (4), 699-721.
- Seidel H., Bluthner R. and Hinz B. and Schust B. (1998) On the health risk of the lumbar spine due to whole-body vibration. The theoretical approach, experimental data and evaluation of whole-body vibration, *Journal of Sound and Vibration* 215(4), 723-741.
- Shirazi-Adl A, Shrivastava S.C, Ahmed, S.A.M (1984) Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression: a three –dimensional nonlinear finite element study. *Spine*, 9, 120-134.
- Thomas M. (1999), A theoretical model for predicting fatigue limits of lumbar spine incurred to random vibration exposure during driving, The 26th International conference on Computers & Industrial Engineering, 1, Refereed paper No 166, pp 419-423.
- Thomas M., Lakis A.A. and Sassi S. (2004) Adverse health effects of long-term whole-body random vibration exposure, *Recent Research. Development in Sound and Vibration, Transworld Research Network* 2, 55-73.
- Thomas M and Laville F (2007) *Simulation of mechanical vibrations by Matlab, Simulink and Ansys* (in French), Quebec university press, ISBN 2-921145-52-9, 702 pages.
- Verver M., Van Hoof J., Oomens C., Van De Wouw N. and Wismans J. (2003) Estimation of spinal loading in vertical vibrations by numerical simulation. *Clinical Biomechanics* 18, 800-811.
- Wayne Z, Goel V (2003) Ability of the finite element models to predict response of human spine to sinusoidal vertical vibration. *Spine*, 28 (17), 1961-1967.

CHAPITRE 5

PREDICTING THE ADVERSE HEALTH EFFECTS TO LONG TERM WHOLE-BODY VIBRATION EXPOSURE

5.1 Présentation

Cet article a été publié en Mai 2009 dans les actes des comte-rendu de la conférence internationale sur l'ingénierie des risques industriels (CIRI 2009) et est soumis au Journal JI-IRI pour publication:

Ayari H., Thomas M., Doré S., Taiar R. and Dron J.P. , Mai 2009, *Predicting the adverse health effects to long term whole-body vibration exposure*, Proceedings of the 2nd international Conference on Industrial Risk Engineering CIRI-2009, Reims, 19 pages.

Dans l'article 1, nous avons abordé la fatigue oligocyclique des vertèbres lombaires exposées aux vibrations mécaniques de hautes amplitudes d'après une étude déjà publiée dans la littérature pour mettre en évidence les paramètres importants de l'étude. Dans l'article 2, on a développé un modèle paramétrique par éléments finis afin de calculer les contraintes dynamiques que subissent les vertèbres suite à une excitation dynamique et dans l'article 3, ce modèle a été appliqué pour différentes corpulences d'individus et un critère de risque pour la santé a été développé. Des limites de niveaux d'accélérations limites en étaient ressorties. Pour compléter ces études, l'objectif de cet article (4) est de décrire une approche permettant d'évaluer les limites d'exposition aux vibrations du corps entier (WBV) pour éviter les dommages par fatigue des vertèbres du rachis, en particulier pour le cas d'excitations harmoniques et aléatoires (basse et moyenne amplitudes). L'évaluation du comportement en fatigue est basée sur le modèle par éléments finis paramétrique de l'unité vertébrale L4-L5, par la quantification de relations entre les accélérations (mesurée au siège) et la répartition des contraintes dynamiques sur l'unité L4-L5. Cet article présente un nouveau modèle de fatigue permettant d'estimer le risque de dommage par fatigue sur les vertèbres lombaires. Les lois de fatigue utilisées dans le modèle numérique proviennent de résultats trouvés dans

la littérature et ne sont que partielles. La validation du modèle de fatigue est donc basée sur la comparaison des résultats obtenus avec quelques résultats de tests de fatigue effectués sur des vertèbres lombaires cités dans la littérature. Le présent modèle n'a pu être validé pour les basses amplitudes de vibration (fatigue par endurance), vu le manque de données dans la littérature sur la limite d'endurance des vertèbres du rachis. Une étude expérimentale sur les lois de fatigue des diverses composantes du modèle permettrait sans doute d'améliorer la précision des résultats obtenus.

5.2 Article 4

PREDICTING THE ADVERSE HEALTH EFFECTS TO LONG TERM WHOLE-BODY VIBRATION EXPOSURE

Ayari H., Thomas M., Doré S.

École de Technologie Supérieure, 1100 Notre-Dame Ouest,
Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

Résumé

L'objectif de cet article est de décrire une approche permettant d'évaluer les limites d'exposition aux vibrations du corps entier (WBV) pour éviter les dommages par fatigue des vertèbres du rachis, en particulier pour le cas d'excitations harmonique et aléatoire. L'évaluation du comportement en fatigue est basée sur un modèle par éléments finis paramétrique de l'unité vertébrale L4-L5, par la quantification de relations entre les accélérations (mesurée au siège) et la répartition des contraintes dynamiques sur l'unité L4-L5. Comme prévu, il est démontré que le risque de dommage augmente avec l'âge en raison de la perte de propriétés mécaniques (module d'Young, densité osseuse, contrainte ultime et amortissement des disques intervertébraux). Sous l'hypothèse que les vibrations excitent la fréquence de résonance de la colonne lombaire due à l'aspect aléatoire ou transitoire des excitations provenant de la route, cette étude a révélé une relation quantitative entre la limite de l'accélération mesurée au siège et la durée de l'exposition. Il est fondé qu'une accélération de 2.3 m/s^2 peut être considérée comme un seuil limite afin d'éviter tout risque de fracture après 40 ans d'exposition.

Abstract

The objective of this study is to describe a method in order to evaluate the long term exposure limits to continuous whole-body vibration (WBV) before the occurrence of fatigue failure, especially in the case of harmonic and random excitations. A parametric finite elements model of lumbar rachis has been generated in the aim to compute the dynamic stresses and estimate the mechanical fatigue under dynamic excitations. The assessment of WBV is based on the quantitative relationships between accelerations (as measured at the seat) and the dynamic stresses predicted at the L4-L5. A new model of fatigue behaviour has been developed in order to estimate the risk of adverse health effects arising from mechanical vibrations. As expected, it is shown that the injury risk increases with the age due to the loss of mechanical properties (Young modulus, bone density, ultimate stress and damping of the intervertebral disc). Consequently, the excitation amplitude must be limited to lower levels when the age increases. The results have revealed that the excitation acceleration applied to the seat must be limited to levels lower than 2.3 m/s^2 in order to avoid any risk independently of the driver's age and morphology. This level has been considered as an endurance limit of the fatigue behaviour.

Keywords: Adverse health effect, Whole-body vibration, Fatigue, Ageing, Design of experiment.

5.2.1 Introduction

Literature reports many epidemiologic investigations carried out to establish a link between exposure to upper body vibrations and spine disorders. They show that there is an association between the professional exposure to vertical vibrations transmitted to the upper body and an increased risk of adverse health effect [1-5]. Long term Whole Body Vibrations (WBV) can generate adverse health hazards for the lumbar spine, especially at the three lower vertebrae (L3-L5). Several bibliographical reviews have indeed been published over the past 15 years which show a higher occurrence of low back disorders among populations exposed to dynamic loading, such as heavy equipment drivers, tractors, bus, metro, industrial equipments, than with the general population [6-10]. Available epidemiologic data is however not generally sufficiently powerful to establish a dose-effect relationship between exposure to whole-body vibrations and the risk of lumbar disorders. In fact, experimental studies have shown that dynamic loading induces dynamic stresses, principally compressive, in the spine, that can produce microfractures in the endplates and vertebral body [11-15]. The magnitude and distribution of loads on structural components of the lumbar spine vary considerably based upon numerous factors, and these will influence the structures and/or patterns of failure observed. Among the factors influencing load magnitude and distribution are the posture [16], the amount and distribution of the bone mineral content, the size of the vertebral bodies and discs [13, 17], the degree of the disc degeneration and the magnitude of the compressive and shear forces imposed upon the spine.

The long-term exposure of the human body to vibrations may lead to mechanical fatigue [18-20] and low-back problems due to microfractures in bones (cortical and cancellous), on endplates and microlesions in the intervertebral discs [21]. Even if the dynamic loading amplitude can appear as low, such a repetitive loading induces mechanical stresses that may cause microfractures in bone and low-back pain after a long term exposure with a large number of excitation cycles. The risk of damage by mechanical fatigue may be considered not significant for young drivers due to the regeneration effect, but it can be critical for old

drivers due to the loss of the mechanical properties of bones (Young's modulus, density, ultimate stress) and intervertebral discs (damping) [22-25]:

- The first experiment on fatigue fracture of the lumbar was reported by Hardy et al [26]. The authors examined the effect of cyclic axial compression and cyclic axial transverse bending on ten fresh and five embalmed human lumbar spines (five lumbar vertebrae and intervertebral discs). The compressive cyclic load ranged between 500 and 4500 N at a loading rate of 2 Hz. Compression fractures of vertebrae occurred after 1 290 000 cycles. Annulus injury was not observed in this loading mode.
- Adams et al [27] performed cyclic flexion fatigue tests at a frequency of 0.67 Hz on 41 human cadaveric lumbar intervertebral joints. The mean peak load applied to the segments was 3076 N, individual loads being based on the age, sex, and body weight of the respective cadaver. 27% of the specimens failed either with endplate fractures or anterior crush within 9600 cycles. They also observed formation of poster lateral radial fissures in the annulus of segments with degenerated discs.
- Liu et al [28] tested eleven human lumbar intervertebral joints. Cyclic axial load at a frequency of 0.5 Hz was applied between 37% and 80% of the ultimate compressive strength of vertebral bodies. The experiment was conducted at room temperature. The authors noted in five specimens, loaded between 60% and 80% of the mean ultimate compressive strength, an abrupt increase in the maximum compressive displacement at load cycle numbers lower than 2000. This increase in compressive displacement, equivalent to an irreversible height loss of the specimens, was interpreted as a sign of compression fracture. Fractures were observed in trabecular bone and in endplate.
- Hansson et al. [14] exposed 17 lumbar motion segments from eight spines to a 0.5 Hz sinusoidal dynamic compressive loading regime. Specimens were aged between 37 and 82 years. Testing was performed at room temperature. The applied load varied between

60% and 100% of the ultimate compressive strength. Failures occurred between 1 and 950 cycles. Their observed failure damage was Schmorl's node and central endplate fracture – i.e. primarily related to failure of the trabecular bone beneath the endplate.

- Brinckmann et al [13] carried out an extensive study on 70 lumbar motion segments exposed to a 2s rise time triangular (0.25Hz) compressive regime. Testing was performed at 37C°. The applied load varied between 20% and 70% of the ultimate compressive strength. Tested failure was recorded when a step occurred in the deformation–time curve. This usually resulted in extrusion of bone marrow. Most of the fractured specimens had damages at the endplate. They found that at loads less than 30% static strength, failure was rare and they argued that a normalised stress of 30% could be regarded as an endurance limit for in vivo exposure.
- Gallagher et al [12] tested thirty-six human lumbar motion segments. Fatigue tested using spinal compressive and shear loads that simulated lifting a 9 kg weight in three torso flexion angles (0°, 22.5° and 45°). The equivalent loads ranging 25% to 60% the ultimate compressive load. Motion segments were creep loaded for 15 min and then cyclically loaded at 0.33 Hz until failure or the maximum number of cycles (10000) was completed. 25 of the 36 segments failed via fatigue prior to the 10 000 cycle maximum under applied loads ranging from 40% to the 60%. These specimens were visually inspected and dissected so that the mode of failure could be determined. Failure modes included endplate fractures, vertebral body fractures, and/or zygapophysial joint disruption. A new classification scheme characterizing the nature of the endplate was developed in this investigation. The classification scheme of the endplate fracture completes those identified by Brinckmann et al. [13].

The vertebral endplate appears to be the tissue most likely to experience initial failures in tests of the both ultimate compressive strength and fatigue failure [12]. Vertebral body fractures and disruption of the zygapophysial joints are also observed in compressive loading.

However, failures of the intervertebral discs are less frequent. Discs may fail when compressed in flexion [12, 27] or combined with an axial twist, or as the result of the cascade initiated by the endplate failure. Research using porcine models has suggested that disc herniation can also be caused by repeated flexions and extensions under moderate compressive loads. Table 5.1 summarized the fatigue test specifications found in literature and describes the various parts of lumbar spine that have been affected.

On the other hand, several authors have developed numerical models to describe the fatigue behaviour of cortical bone [29-35] and the fatigue behaviour of trabecular bone. Guo et al [34] has modelled trabecular bone as an idealised two-dimensional honeycomb-like structure made up of an array of hexagonal cells. Each trabecula was modelled as a linear elastic beam with the properties of cortical bone. Taylor et al [35] has simulated the fatigue behaviour of cancellous bone based on the assumption that the fatigue behaviour of trabecular bone is similar to that of cortical bone using continuous damage mechanics (CDM), accounted for both modulus degradation and the accumulation of permanent strain, with a FE approach.

On a global level, the fatigue behaviour of whole vertebrae depends on the interaction of behaviour of all components (cortical and trabecular bone, endplate, intervertebral disc). Due to the complexity of vertebrae, few numerical models were developed in order to simulate the fatigue behaviours of whole vertebrae. Since data on the endurance limits of vertebrae in the high cycle range are not available; therefore, results of testing other bones (cortical and trabecular bone, cartilage, and intervertebrale disc) were used to simulate the fatigue behaviour of whole lumbar vertebrae. Then the main objective in this study is to complete the endurance fatigue behaviour information of lumbar vertebrae exposed to vertical vibration.

5.2.2 The finite element model of lumbar spine

Two models have been developed: one considers a single motion segment (L4/L5); and one considers the lumbar region of the spine (L1/L5), composed of four motion segments. A parametric finite element model of the lumbar spine (L1-L5) and the motion segment (L4/L5) were generated in a CAD (Pro-Engineer) software application by considering the parametric equations describing the shape of vertebra and intervertebral disc, as established by Lavaste et al, (1992) [36]. The morphometric dimensions have been considered as measured on various vertebral bodies by Berry et al, (1987) [37]. Figure 5.1 illustrates the main parameters of lumbar vertebrae. The lumbar spine is composed of 33 bodies (annulus, nucleus, endplate, cortical shell and cancellous bone) and 54 zones of contacts are defined between the bodies. The volumes in each of the models were meshed separately with their meshing parameters. Owing to the geometrical complexity of the spine, the finite element mesh has to be fairly fine. The cortical shell, the posterior elements, the cancellous bone and the endplates were meshed by using 3D tetrahedral elements with 10 nodes (Ansys software: Solid 187). This type of element was selected because it allows a good interpolation of external geometry. The nonhomogeneous structure of the intervertebral disc was taken into account as is usually done in other finite element models. The annulus fibrosus was modeled as a composite material.

Table 5.1 Synthesis of fatigue tests

Authors	Test specifications	Specimen number	Loads	N-Cycles	Observations
Gallagher [12]	Compressive and shear loads Frequency 0.33 Hz	36	25% to 60% the ultimate compressive load	1000- 10000	endplate fractures, vertebral body fractures, zygapophysial joint disruption
Brinckmann[13]	Compressive load triangular Frequency 0,25Hz	70	10- 80 % the ultimate compressive load	Max 5000	endplate fractures, vertebral body fractures
Hansson [14]	Compressive load, sinusoidal Frequency : 0,5Hz Average age : 60	17	60 to 100% the ultimate compressive load	1- 1000	endplate fractures, vertebral body fractures
Hardy [26]	Compressive load sinusoidal- Frequency 2Hz	5	0,5 – 4,5 KN 10% to 84% the ultimate compressive load	200 to 1290000	endplate fractures, vertebral body fractures
Adams [27]	Compression - flexion : sinusoidal Frequency 0,76Hz	52	3500 N 65% the ultimate compressive load	14400 (average)	Slipped disk (21%) & endplate fractures,
Liu [28]	Compressive load sinusoidal Frequency 0,5Hz Average age 50	11	37 à 80% the ultimate compressive load	2000	50% : endplate fractures, vertebral body fractures for 60%.
Lafferty [29]	Flexion. Compression 2Hz	17	142 -979N 20% to 70% the ultimate compressive load	26 to 196000	apophyses fracture

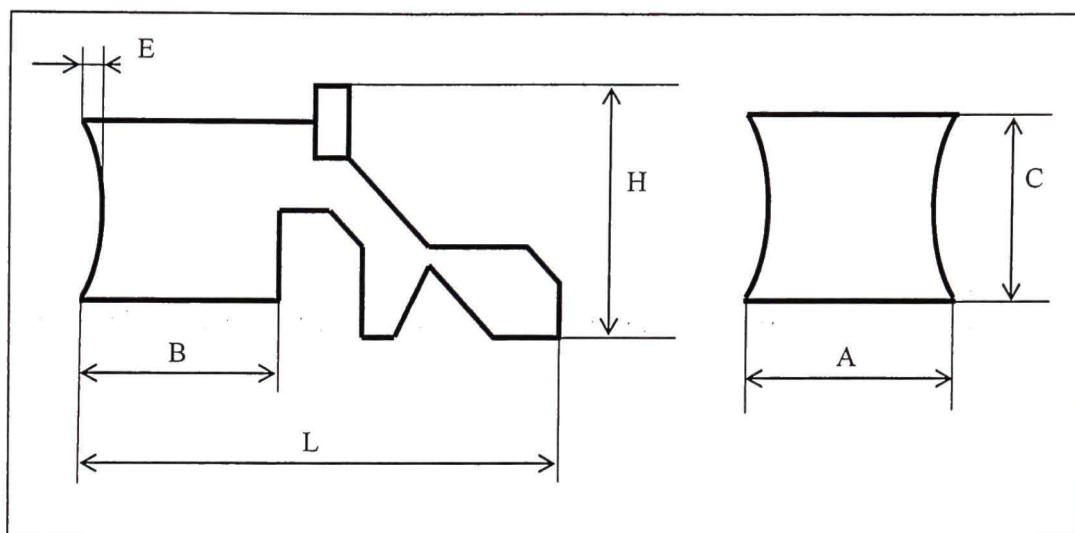


Figure 5.1 Main parameters of lumbar vertebrae.

The nucleus pulposus was modelled by using volumic elements with a Poisson coefficient of 0.499 representing quasi isovolomique behaviour. In this model, two types of nonlinearity are considered, the geometrical nonlinearity of the vertebrae and the nonlinearity of the contact between the posterior elements. The contacts are modelled with contact elements (Target 170 with 8-node, and Conta, 174 with 8-node). In vivo, a relative motion between posterior elements is assured by articular cartilage. Consequently, a very low coefficient of friction has been applied to model the relative motion of cartilaginous structures. The contact element used for modelling the connection between the posterior elements has been chosen as 'frictionless' type. Springs of low stiffness are added to the contact elements model in order to insure continuity. The total number of elements is about 36500 with 83808 nodes. Once the rachis model is generated, dynamic analyses are carried out on the model through the finite elements Ansys Workbench (Ansys© workbench). The mechanical properties of the various elements (cortical shell, cancellous bone, posterior elements and cartilaginous endplates, intervertebral disc) forming the vertebral body were deduced from literature [38-40]. The materials properties are given in Table 5.2.

Model of the L4-L5 is composed of 12 bodies (annulus, nucleus, endplate, cortical shell and spongy bone) and 18 zones of contacts are defined between the bodies. The meshing

parameters are same as of the rachis model. However the annulus matrix of the intervertebral disc was modelled as a non-linear hyperelastic material. The total number of elements is about 50292 and the number of nodes is 112377. The meshing of the L4-L5 is shown in Figure 5.2.

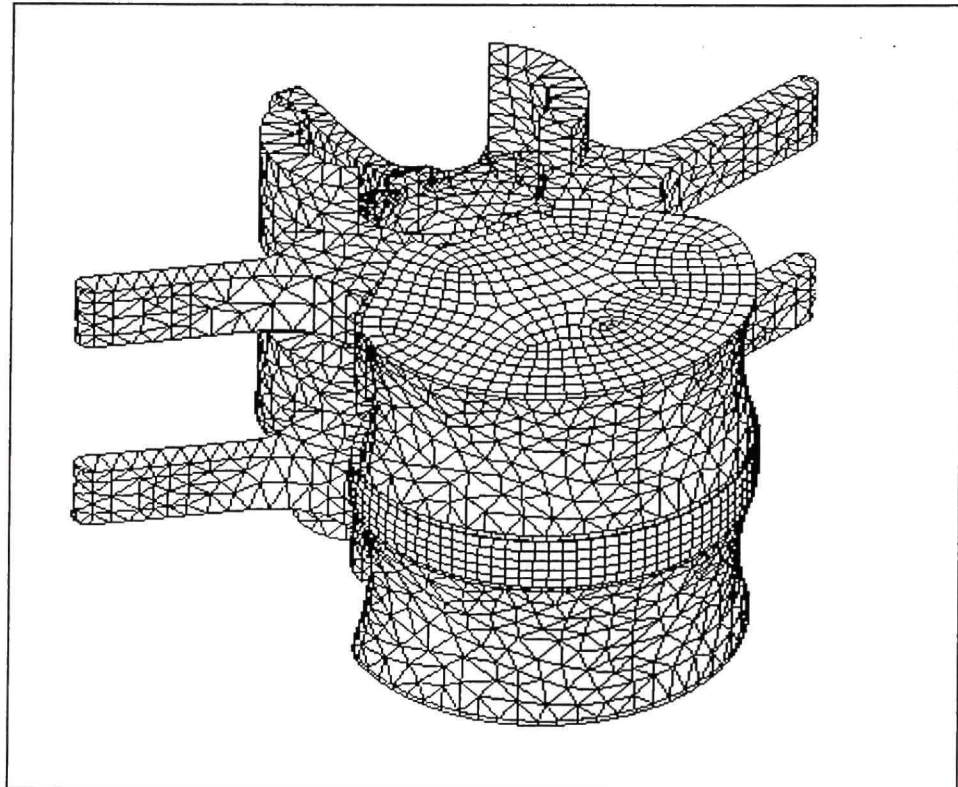


Figure 5.2 FE models of L4–L5.

Once the L4-L5 model is generated, fatigue analyses are carried out on the model through the finite elements Ansys Workbench (Ansys© workbench). For the dynamic analysis of the lumbar spine, a distributed mass of about 57% the body weight was applied to the upper face of the spine [19, 38] for modelling the upper body. Within the framework of fatigue analysis, the lower face was subjected to various vertical accelerations ranging from 0.31ms^{-2} to 3.15ms^{-2} . These acceleration amplitudes were chosen in the range that can be met in industry in order to represent a range from very low risk to high risk. These values are in accordance with the values defined in ISO 2631-1 [41] curves for describing the vertical acceleration

exposure limits based on frequency and duration. In order to simulate the effects of mechanical shock [42] encountered on rough roads, the fatigue analysis was also conducted by inputting very high levels of seat acceleration (10 to 40 ms⁻²). For the fatigue analysis of the L4-L5 segment, a force was applied to the upper face of the units. The lower face was fixed in all directions.

Table 5.2 Material properties

Material	Element type	Elastic Modulus (Mpa)	Poisson's Ratio
Cortical bone	volumic	12000	0.3
posterior elements	volumic	1000	0.25
Cancellous bone	volumic	100	0.2
Cartilaginous endplate	volumic	24	0.4
Annulus fibrosus	volumic	Ea = 4.75 ET = 26.3	0.35
Annulus fibres		500	0.3
Ground substance		4.2	0.45
Nucleus	volumic	1.3	0.499
Ea = Axial modulus and ET = Transversal modulus			

5.2.3 Fatigue behaviour

5.2.3.1 Fatigue behaviour of the cortical bone

Extensive research on fatigue fracture of cortical bone has been performed using standardized test pieces machined from specimens of cortical bone. The main objective of these experiments was to obtain basic information on the mechanism of fatigue in bone material and to determine the dependence of cycles to fracture on parameters such as stress (σ), strain (ϵ), strain rate ($\dot{\epsilon}$) and temperature (T).

The most extensive research on fatigue behaviour of cortical bone has been carried out by Carter et al [43]. In order to simulate in vivo conditions, these authors tested fresh specimens in a humidity and temperature controlled environment. In cortical bone, the cycles to failure N depend on the stress amplitude and temperature T.

$$\log(2N) = A \log(\sigma) + BT + C \quad (5.1)$$

where A, B and C denote constants fitted to the experimental data Carter and Hayes [43].

Experimental data are available for failures after 10^4 to 10^8 cycles. Carter et al [43] have provided additional low cycles, high stress failure data that extend this relationship to still lower values of N (10 to 10^4). It is clear that the cortical bone, in vitro, is very sensitive to fatigue failure. Furthermore, there is no evidence of a fatigue limit in any of these studies. That is, there is no minimum stress, below which bone not fail in fatigue, at an infinite number of cycles. This absence of such a fatigue or endurance limit is common in engineering materials that are either highly defective, e.g. filled with small defects or that are tested in chemically corrosive environments. Figure 5.3 described the behaviour of fatigue accordingly to Carter studies for a compressive loading of human cortical bones.

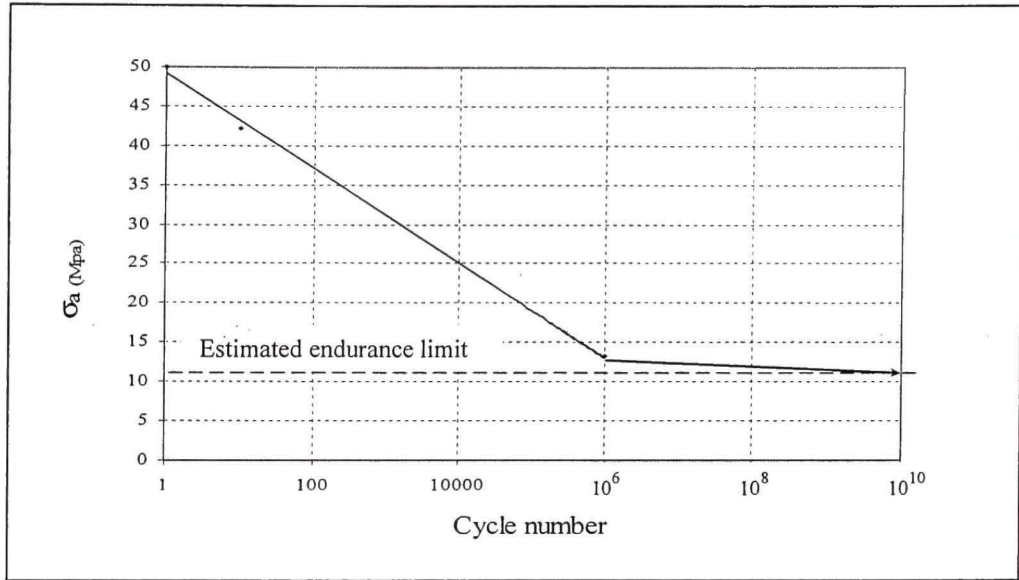


Figure 5.3 Fatigue curve for a compressive loading of human cortical bones.
Tirée de [43]

5.2.3.2 Fatigue behaviour of trabecular bone

The fatigue of vertebrae depends on the trabecular bone behaviour. A lot of studies have shown that the fatigue behaviour of trabecular bone is similar to the behaviour of the cortical bone. The trabecular bones present a Young's modulus of 20% less than the cortical bone modulus and the S-N fatigue curves have similar slopes, but with lower stresses. Haddock et al [44] tested 35 cores of fresh and frozen elderly human vertebral trabecular bones, extracted from nine donors (ages from 37 years to 97 years old). The tests were biomechanically conducted in compression. A relationship was derived between the number of cycles before damage N and the applied stresses σ (MPa), with a coefficient of determination R^2 of 54%.

$$N = 4.57 \times 10^{-18} \left(\frac{\sigma}{E} \right)^{-8.54} \quad (5.2)$$

where E is the Young modulus (MPa).

5.2.3.3 Fatigue behaviour of the cartilage endplates

The endplates are thin layers of hyaline cartilage that cover the central region of the vertebral body endplates on the disc. Physically, this tissue is similar to articular cartilage near its junction with bone, but unlike articular cartilage, it is only loosely bonded to the underlying bone presumably because it is always pressed up against the bone by the hydrostatic pressure of the nucleus. Hyaline cartilage is a connective tissue with an abundant extracellular matrix that combines the properties of toughness and compressive strength. It has a sparse population of cells (chondrocytes) but contains no blood vessels or nerve endings. It provides a low-friction and low-wear bearing surface, and is able to distribute loading evenly on the underlying bone. Vertebral body endplates are usually flat in young adults, but develop a marked concavity with increasing age, and this may be indicative of repeated minor injuries to the endplates themselves or to the vertically oriented trabeculae which support them. Although fatigue has been implicated in cartilage failure, few studies can be found in literature. One research [45] tested articular cartilage along the perpendicular direction. This type of test corresponds perfectly with loading in endplates of vertebrae exposed to vertical vibration. This study investigated cartilage responses to the fatigue cyclic tensile loading, applied under physiological conditions. In this study, only one human knee, 48 years old, has been used. The degree of cartilage degeneration was visually assessed to single out fibrillated regions. A logarithm relation between the applied tensile stresses σ^\perp (MPa) and number of cycles to failure N has been established. This relationship can be expressed as:

$$\sigma^\perp = 2.74 - 0.22 \log_{10}(N) \quad (5.3)$$

where σ^\perp is the perpendicular tensile stress to the collagen fibres.

The number of load cycles to failure N thus varied from 20 to $1.5 \cdot 10^6$ cycles in a range of stresses varying between 1 and 3 Mpa. In order to consider the ageing effect on the cartilage fatigue, a similar approach to Winthmgnn model [46] has been used. The fatigue test has

been conducted in tension in the same direction than the collagen fibres of the articular cartilage. A relationship between the age, the stress and the number of cycles to injury has been derived:

$$\sigma_{\perp} = 3.42 - 0.015 Y - 0.22 \text{ Log}_{10} (N) \quad (5.4)$$

5.2.3.4 Fatigue behaviour of the intervertebral disc

Adams et al [27] have conducted tests by combining bending and compression loadings at the frequency of 0.67 Hz during 6 hours (14 400 cycles). From 29 specimens (average age of 35 years old), 6 have presented radial cracks conducting to a slipped disk under a load of 3500 N. They have observed radial cracks in the ring with a degeneration of the disc. From these tests, the following fatigue curve can be extracted (Figure 5.4).

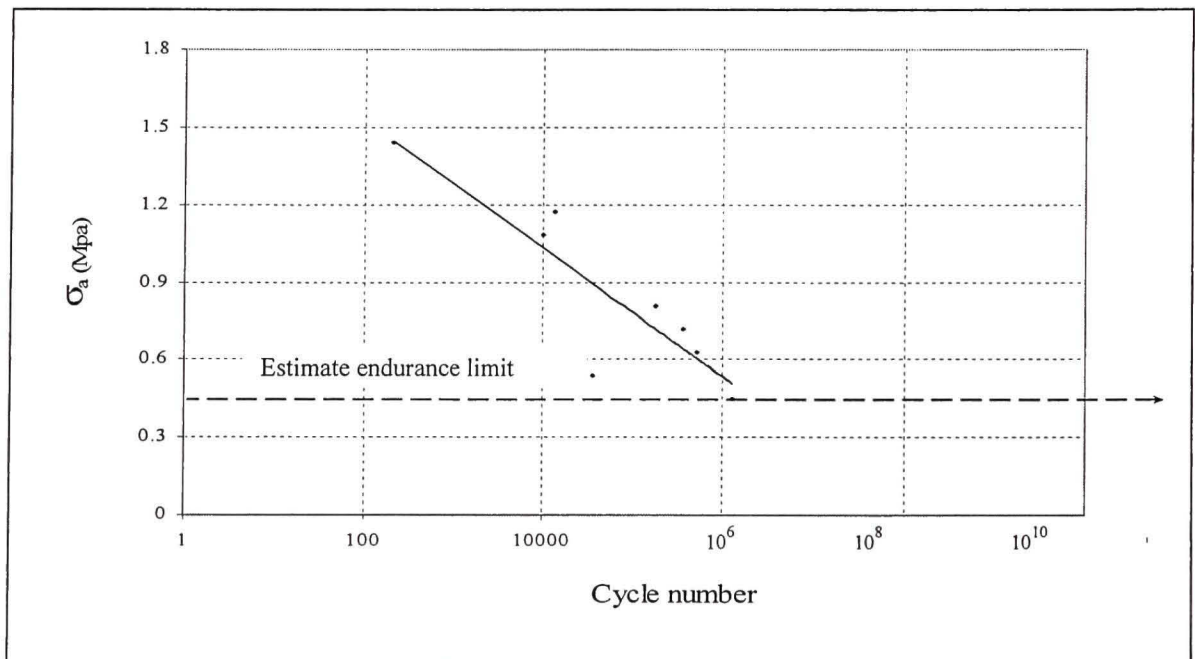


Figure 5.4 Fatigue curve of the intervertebral disc.

5.2.4 Results

5.2.4.1 Dynamic analysis

The dynamic behaviour of the vertebral bone may depend on several variables such as: age, sex, posture, loading, excitation frequency and several other factors. In this study, we considered the principal following parameters: the posture (θ), the body weight (M), the bone structure (S), the vibratory level (A) the frequency of excitation (f) and the damping rate (ξ). If it is supposed that all these variables are independent and quantifiable, the dynamic stresses can be expressed as:

$$\sigma_{\text{dyn}} = F(A, M, S, \xi, \theta, f) \quad (5.5)$$

In this study, a model, based on a single degree of freedom (1 DOF) system was applied for modelling the human body exposed to mechanical vibrations. By assuming that the excitation produces a vibration at the natural frequency ($\omega = \omega_n$) as drivers are usually exposed to random or transient excitations, a simplified model for computing the dynamic stresses has been developed from the transmitted force formulation by considering the body morphology (Mass M and cross sectional area at the intervertebral disc S) and the posture angle θ :

$$\sigma_{\text{dyn}} = K \frac{\sqrt{1 + (2\xi)^2}}{2\xi} \frac{A^* M^*}{S} \text{Cos}(\theta) \quad (5.6)$$

where:

- A the applied acceleration amplitude to the seat;
- K is a statistical constant;
- S the average cross-section of disc;
- θ the posture angle and;
- ξ the damping rate;
- M the body weight.

Using the FE model of the rachis, L1-L5, the dynamic stresses observed on level L3-L4 were recorded. By performing a non-linear regression analysis on parameters, a model describing the relationship between σ_{dyn} and the independent variables has been obtained. The statistical constant K (equ.5.6) is calculated and it is equal to 0.62 (with a correlation coefficient R^2 of 96.5%). The analysis shows that for an intermediate body (body weight of 75 kg, intermediate posture $\theta = 15^\circ$; an intermediate bone structure $S=1500 \text{ mm}^2$ and a damping rate of 30%) the model of prediction of the dynamic stresses (equ. 5.6) becomes:

$$\sigma_{\text{dyn}} = 0.06 A \text{ (MPa)} \quad R^2 = 96.5\% \quad (5.7)$$

5.2.4.2 Fatigue analysis

Numerical simulations have been conducted on the units L4-L5 in order to predict the fatigue behaviour of vertebrae of lumbar spine. Failures modes were analyzed. Figure 5 shows the stresses and number of cycles to failure on the endplates (Fig. 5.5 a, b) and on L5 vertebra (Fig. 5.5 c, d) under a cyclic loading equal to 60% of the ultimate load.

Accordingly to Brinckmann studies [13], three modes of fractures can be identified:

- Stellate fracture of endplate : two or more cracks running from the centre towards the periphery of the endplate (figure 5.5 a, b and e) ;
- Disc intrusion : intrusion of the disc material into the trabecular bone observed in combination with some of the above fractures types (figure 5.5c, d and e)
- Endplate depression: endplate deformed into a bowl shape the trabecular bone below the endplate fractured (figure 5.5 c, d and e).

It can also be observed a squeezing effect on the endplate side (figure 5.5b).

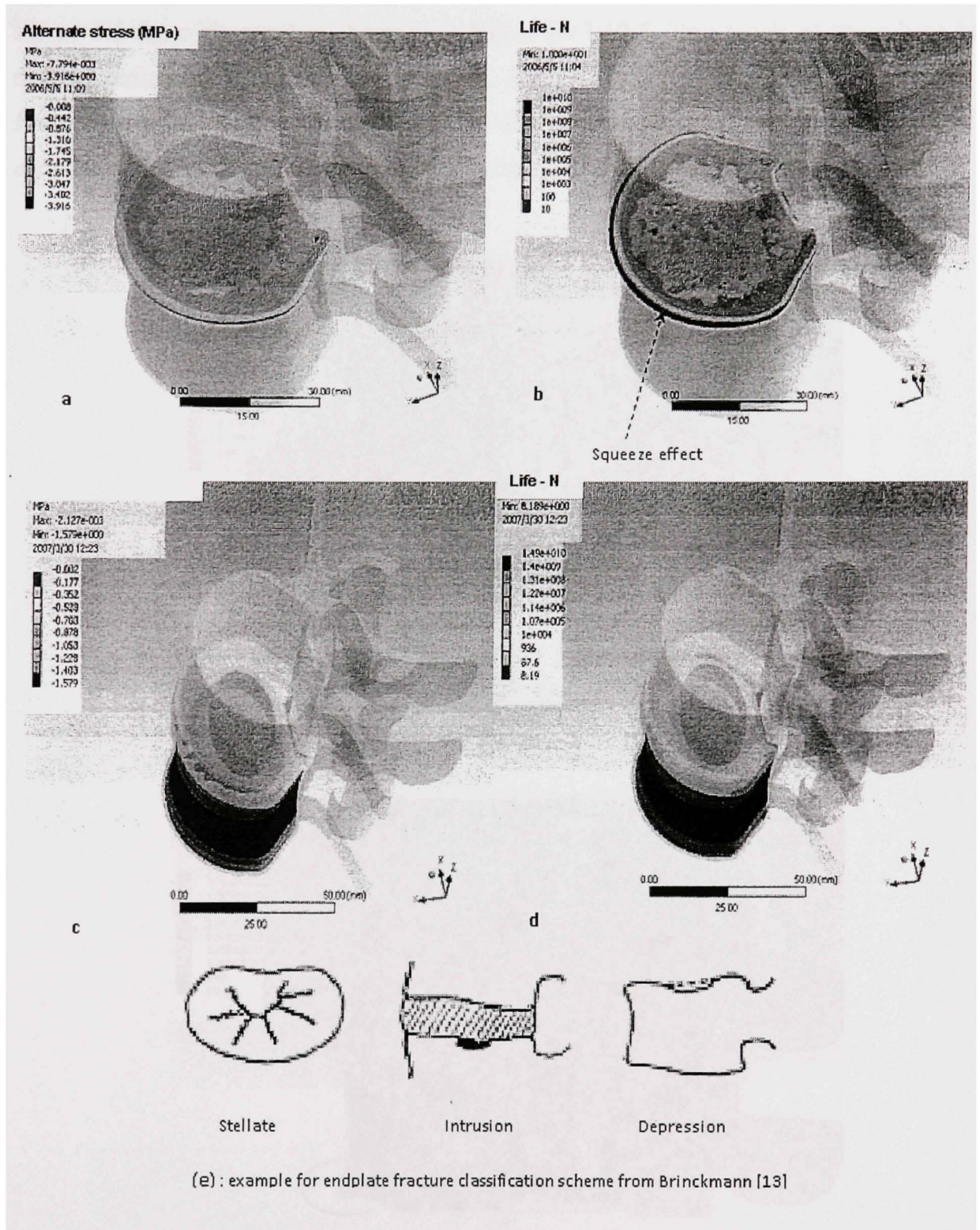


Figure 5.5 Failure modes for applied stresses of 60% the ultimate stress.

Figure 5.6 show the number of cycles to failure for L4/L5. Two levels of stress have been applied compared to the ultimate stress: a) $\Delta\sigma/\sigma_u = 30\%$ and b) $= 60\%$. Two modes of fractures can be observed: intrusion of the disc material into the trabecular bone and by endplate depression and the squeezing effect can also be observed.

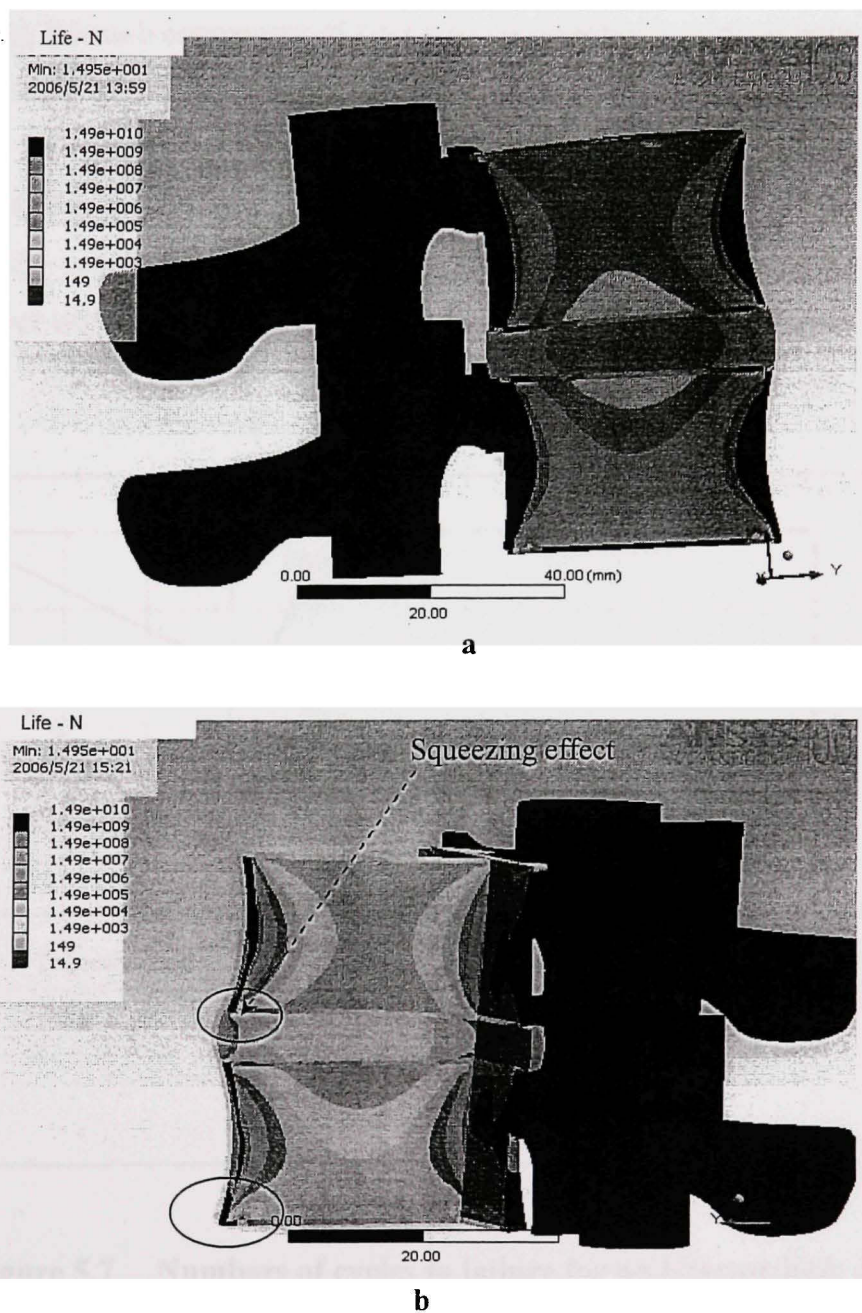


Figure 5.6 Number of cycles to failure of L4/L5 (a) for $\Delta\sigma/\sigma_u = 30\%$; and (b) for $\Delta\sigma/\sigma_u = 60\%$.

5.2.4.3 Numerical fatigue behaviour of vertebrae

Using the FE model of the motion segment L4/L5 and experimental curves σ_a -N for all components (section 5.2.3: behaviour fatigue), a fatigue analysis was made. For each excitation, the FE model computes the alternate stress σ_a in all elements and provides a fatigue sensibility for each component of L4-L5 (trabecular bone, cortical bone, endplate, and intervertebral disc).

The results show that under a pure compressive harmonic load, the trabecular bone and the endplate of L4-L5 are more subject to failure. Figure 5.7 shows the number of cycles to failure for a driver exposed to a vibration at the natural frequency of its lumbar spine (about 5 Hz).

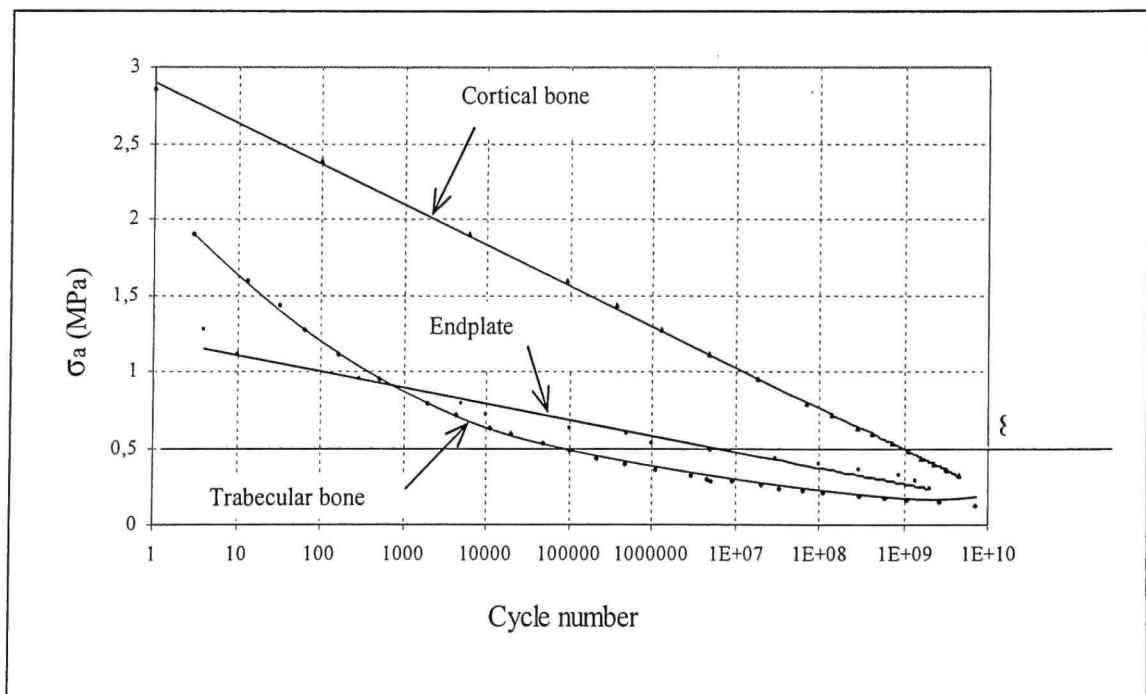


Figure 5.7 Numbers of cycles to failure for an intermediate driver.

The distribution of the number of cycles to failure N in the cortical bone is greater than 10^9 cycles for an alternate stress of 0.5 Mpa which is corresponding to an acceleration excitation of 8.5 m/s^2 . For an applied stress of 0.5 Mpa that corresponds to 30% of the ultimate stress of whole vertebrae, the number of cycles before failure of trabecular bone is reduced to 10^5 cycles. If the applied alternate stresses are greater than 1 MPa (that corresponds to 60% of the ultimate stress of whole vertebrae), the number of cycles before failure of endplate and trabecular bone is reduced to 1000 cycles (≤ 1000 cycles). These findings agree very well with those founded by experimental tests established by Brinckmann et al [13] and Hanson et al [14] (Table 5.1).

Using our predictive model for dynamic stresses (equ. 5.7) and by taking into account the effect of posture, damping and morphology, the number of cycles before failure N can be expressed as a function of the rms acceleration limit $A \text{ (m/s}^2\text{)}$ as measured at the driver's seat applied at the natural excitation frequency $f_n \text{ (Hz)}$ of the lumbar spine. Figure 5.8 describes the relation between acceleration at the seat $A \text{ (m/s}^2\text{)}$ and the number of cycles before failure N . An acceleration A of 2.3 ms^{-2} can thus be considered as an endurance limit.

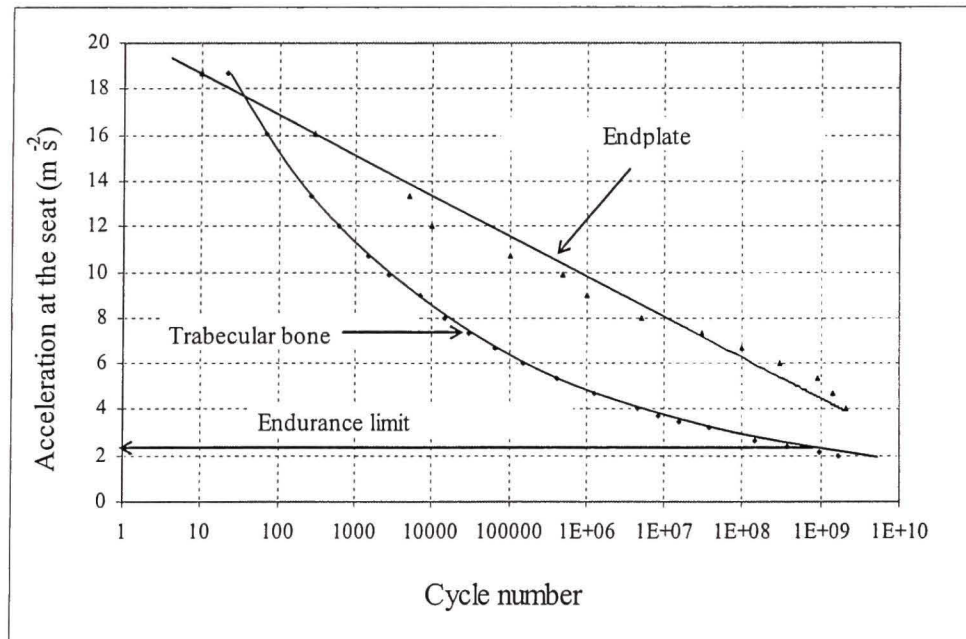


Figure 5.8 Number of cycles to failure for an intermediate driver.

The number of cycles before failure of the trabecular bone can be expressed as a function of the excitation level of the rms value of acceleration at the seat:

$$N = 10^{12} A^{-7.98} \quad R^2 = 99.7\% \quad (5.8)$$

5.2.4.4 Evaluation of human exposure to random vibration

Using the damage model D developed by Pidaparti et al 2001 [47] and our predictive model for number of cycles before injury (equ.5.9), the rms acceleration limit A (m/s²) as measured at the driver's seat can be expressed as a function of the exposure duration T (years) and natural excitation frequency f_n (Hz). The exposure duration in year considers that a driver is exposed to vibration during 1920 h/year, at the rate of 8h/day during 240 days a year.

The used damage model D for bone is.

$$D = 1 - \left(1 - \frac{n}{N}\right)^{1.534} \quad (5.9)$$

where n and N are respectively the number of accumulated cycles and the number of cycles before injury (equ.5.9) at the excitation level of the rms value of acceleration A. The number of accumulated cycles 'n' submitted to the lumbar spine is the produce of the excitation frequency 'fn' (Hz) by the exposure 't' (second). The considered excitation frequency f_n varied from 4Hz to 6 Hz.

Then if the damage D is equal to 1 (D=1), the duration of exposure t (s) can be determined by equation 5.10.

$$t(s) = \frac{10^{12} A^{-7.98}}{f_n} \quad (5.10)$$

The duration T in years is equal:

$$T(\text{years}) = \frac{144678 A^{-7.98}}{f_n} \quad (5.11)$$

with f_n is the natural frequency varied between 4 and 6 Hz.

Figure 5.9 represents the rms seat acceleration versus the exposure time for frequencies ranging between 4 to 6 Hz.

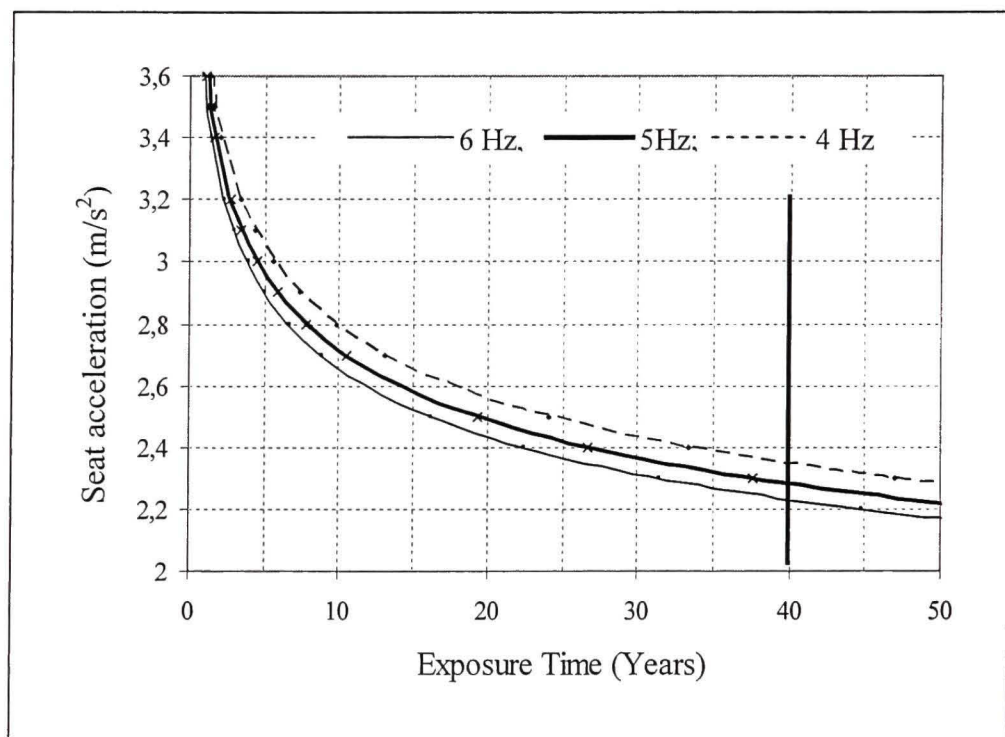


Figure 5.9 Exposure limit versus acceleration at the seat.

The results show that if the excitation frequency was continuously excited the lumbar spine resonance due to random or transient excitations coming from rough roads, the rms acceleration level should be lower than values ranging from 2.25 to 2.35 m/s^2 , whatever the excitation frequency, in order to limit the probability of low-back disorders before 40 years of working. Furthermore, it is shown that acceleration amplitudes greater than 3 m/s^2 could, in this case of excitation, present a high probability level of injury in a short duration of

exposure. These limit levels of acceleration should be carefully considered due to the strong assumption on the excitation frequency. However, if they were controlled at the seat, it is sure that the drivers should present a very low probability of injury.

5.2.5 Conclusion

The assumption of this research is that low-back pain occurs among drivers exposed to whole-body vibrations and that such vibrations may induce stresses liable to cause fatigue failure of the bone. The study enables the evaluation of lumbar spine mechanical fatigue when exposed to the continuous whole-body vibration for the prediction of the vertebral lifespan when subject to long-term exposure to low-frequency and low-amplitude dynamic loads. In doing so, it helps for validating the assumption that whole-body vibration can induce microfractures in the bony elements of the spine, which, in turn, can lead to adverse health effects. A finite element numerical model of the lumbar spine has been developed using a parametric model. Specifically, the model representing the L4-L5 motion segments, was generated to predict the stresses and number of cycles to failure. The fatigue model is aimed for evaluating the potential risk of adverse health effects for professional drivers while in a seated position. Furthermore, the computed stress/strain distribution has identified the osseous locations most susceptible for damaging: the trabecular bone and endplate. The results of this study are confined to the evaluation of a ride safety level. The proposed method is a general theoretical guide in order to estimate the long-term effect of repeated exposure of a human being subjected to a series of vibrations. Under the strong assumption that the excitation frequency continuously stimulates the resonance of the lumbar spine due to random or transient excitations coming from the road, this study has revealed a quantitative relationship between the acceleration limit as measured at the seat accordingly with the exposure duration. It is revealed that an excitation acceleration of 2.3 ms^{-2} applied to the seat can be considered as a threshold limit in order to avoid any risk of fracture after 40 years of exposure. This level is very conservative due to the assumption on the excitation frequency. This study is still at its preliminary development and aims to give a direction for

research. Eventually, this method could be generalized and many assumptions and parameters could be refined if technical data were available. The future of this research is may lead to investigate, by an experimental approach, the fatigue behaviour of lumbar spine in order to validate our model.

Acknowledgements

The authors gratefully acknowledge the financial support provided by the "Institut de Recherche en Santé et Sécurité du Travail (IRSST-Montréal)" and the Natural Sciences and Engineering research council of Canada (NSERC) through grants to graduate students.

5.2.6 References

- [1] Hulshof C., Van Zanten Veldhuijzen B. (1987) Whole-body vibration and low-back pain. *Int. Archives of Occupational and Environmental Health* 59, 205-220.
- [2] Pope M.H., Wilder D.G. and Magnusson M., (1998). Possible mechanics of low back pain due to whole-body vibration. *Journal of Sound and Vibration* 215 (4), 687-697.
- [3] Magnusson M.L. and Pope M.H. (1998), Development of a protocol for epidemiological studies of whole-body vibration and musculoskeletal disorders of the lower Back. *Journal of Sound and Vibration* 215 (4) 643-651.
- [4] Guillon F and El-Khatib A (1999) Two new tables concerning the professional diseases about the adverse health effects on lumbar spine (in french). *Revue Médecine* 58, 17-22.
- [5] Boileau P.E., (2002), Whole-body vibration exposure and its role in the aetiology of low back pain (in french). *Travail et Santé* 18 (1) 31-35.
- [6] Lings S. and Leboeuf C. (2000), Whole-body vibration and low back pain: a systematic, critical review of the epidemiological literature 1992-1999. *International Archives of Occupational and Environmental Health* 73, 290-297.
- [7] Bovenzi M. and Hulshof C. (1998). An updated review of epidemiologic studies on the relationship between exposure to whole-body vibration and low back pain. *Journal of Sound and Vibration*, 215 (4), 595-612.

- [8] Kjellberg, A., Wilkstrom, B-O. and Landstrom, U.(1994) "Injuries and other adverse effects of occupational exposure to whole- body vibration – A review for criteria documentation" Swedish National Institute of occupational Health, Rapport 1994:41.
- [9] Hulshof,C. et van Zanten,V. (1987)" Whole – Body vibration and low –back pain – A review of epidemiologic studies" International Archives of occupational and Environmental Health59:205-220.
- [10] Seidel, h. Et Heide,R.(1986) " Long-term effects of whole-Body Vibration: a critical survey of the literature". International Archives of occupational and Environmental Health58:1-26.
- [11] Seidel H., Bluthner R. and Hinz B., 1998. On the health risk of the lumbar spine due to whole-body vibration. The theoretical approach, experimental data and evaluation of whole-body vibration, Federal institute for occupational safety and health. Journal of sound and vibration 215(4), 723-741.
- [12] Gallagher S., Marras W.S., Litsky A.S., Burr. D., 2006. An exploratory study of loading and morphometric factors associated with specific failure modes in fatigue testing of lumbar motion segments. Clinical Biomechanics 21 – 228-234.
- [13] Brinckmann P., Biggemann M. and Hilweg D., 1988. Fatigue fracture of human lumbar vertebrae. Clinical Biomechanics, Suppl.1. S1-S23.
- [14] Hansson T.M., Keller T. and Jonhson. R., 1987, Mechanical behaviour of human lumbar spine. Fatigue strength during dynamic compressive loading, Journal of ortho. Res., vol.5 (4), 479-487.
- [15] Hansson T., Roos, B., 1981. Microcalluses of the trabeculae in lumbar vertebrae and their relation to the bone mineral content. Spine 6, 375-380.
- [16] White AA, Panjabi MM. Clinical biomechanics of the spine. Philadelphia: Lippincott, 1978.
- [17] Jager M., Luttmann A. and Lourig W., 1991. Lumbar load during one-handed bricklaying. International journal of industrial ergonomics 8. 261 –277.
- [18] Sandover J. (1998) The fatigue approach to vibration and health: it is a practical and viable way of predicting the effects on people, Journal of Sound and Vibration 215 (4), 699-721.

- [19] Thomas M., Lakis A.A. and Sassi S. (2004) Adverse health effects of long-term whole-body random vibration exposure, Recent Research. Development in Sound and Vibration, Transworld Research Network 2, 55-73.
- [20] Thomas M. (1999), A theoretical model for predicting fatigue limits of lumbar spine incurred to random vibration exposure during driving, The 26th International conference on Computers & Industrial Engineering, 1, Refereed paper No 166, pp 419-423.
- [21] Pope M.H. and Hansson T.H. (1992) Vibration of the spine and low Back pain. Clinical Orthopedics and Related Research 279, 49-59.
- [22] Parfitt A.M. (1993). Bone Age, Mineral Density, and Fatigue Damage. Calcif tissue Int 53 (Suppl1):S82-S86.
- [23] Ayari H., Thomas M. and Doré S., 2005. Développement d'un modèle statistique de prédiction de la durée de vie du rachis lombaire, dépendant de la contrainte appliquée, de l'âge et de la densité osseuse. IRSST, Pistes, 7 (2), 1-14.
- [24] McCalden R.W., McGeough, J.A. et Court – Brown C.M. (1997). Age – related changes in the compressive strength of cancellous bone : The relative importance of changes in density and trabecular architecture, J. Bone Joint Surg. 79A(3):421-427.
- [25] Mosekilde L. et Danielsen C.C. (1987). Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals. Bone 8(2):79-85.
- [26] Hardy WG, Lissner HR, Webster JE, Gurdjian ES. Repeated loading tests of the lumbar spine. Surgical Forum 1958; 9:690.
- [27] Adams M.A., Dolan P. and Hutton W.C. 1988. Lumbar spine in backward bending. Spine, 13 (9), 1019-1026.
- [28] Liu YK., Njus G., Buckwalter J., 1983. Fatigue response of lumbar intervertebral joints under axial cyclic loading. Spine 8 (8): 857-865.
- [29] Lafferty J.F., 1978, Analytical model of the fatigue characteristics of bone.' Av.sp.and Env. Med., pp.170-174.
- [30] Pattin, C.A., Caler, W.E. and Carter, D.R., 'Cyclic mechanical property degradation during fatigue loading of cortical bone', J. Biomech. 29(1) (1996) 69–79.
- [31] Griffin, L., et al., 'Model of flexural fatigue damage accumulation for cortical bone', J. Orthopedic Res. 15 (1997) 607–614.

- [32] Taylor, M., 'A combined finite element method and continuum damage mechanics approach to simulate the in vitro fatigue behavior of human cortical bone', *J. Mater. Sci.: Mater. Med.* 10(12) (1999) 841–846.
- [33] Zioupos, P., Wang, X.T. and Currey, J.D., 'The accumulation of fatigue microdamage in human cortical bone of two different ages in vitro', *Clin. Biomech.* 11(7) (1996) 365–375.
- [34] Guo, X.-D.E., et al., 'Finite element modeling of damage accumulation in trabecular bone under cyclic loading', *J. Biomech.* 27(2) (1993) 145–155.
- [35] Taylor, M., Cotton J., and Zioupos P., 'Finite element Simulation of the fatigue behaviour of cancellous bone', *Journal Meccanica* 37: 419-429, 2002.
- [36] Lavaste F., Skalli W. and S. Robin S., (1992) Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics* 25 (10) 1153-1164.
- [37] Berry J., Moran J. and W. Berg W., (1987) A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae. *Spine* 12 362 -367.
- [38] Kasra M., Shirazi, A. and Drouin G., (1992) Dynamics of Human Lumbar Intervertebral Joints, Experimental and finite – element investigations. *Spine* 17 (1) 93-102.
- [39] Goel V.K., Monroe B.T. Gilbertson, L.G. and Brinckmann P., (1995) Finite Element Analysis of the L3–L4 Motion Segment subjected to axial compressive loads. *Spine* 20 (6) 689-698.
- [40] Kong W.Z. and Goel V.K., (2003) Ability of the finite element models to predict response of human spine to sinusoidal vertical vibration. *Spine* 28 (17) 1961-1967.
- [41] International Organization for Standardization ISO 2631-5, 2004. Mechanical vibration and shock - evaluation of human exposure to whole-body vibration - part 5, 21 p.
- [42] Morrison J.B., Robinson, D.G., Nicol J.J., Roddan G., Martin S.H., Springer M.J.N., Cameron B.J. and Albano J.P., (1998) A biomechanical approach to evaluating the health effects of repeated mechanical shocks. *Research and Technology Organization the human factor and medicine panel* (24) 1-8.
- [43] Carter D R. et Hayes W.C.(1977). The compressive behaviour of bone as a two phase porous structure. *J.Bone Jt Surg .*,59-A ,7, 954-962.

- [44] Haddock S.M., Oscar C.Yeh, Praveen V. Mummaneni, William S. Rosenberg, Tony M. Keaveny (2004), behavior of trabecular bone across site and species. *Journal of Biomechanics* 37, 181-187.
- [45] Giordano Bellucci and Bahaa B. Seedhom (2002). Tensile fatigue behaviour of articular cartilage. *Journal Biorheology* 39, 193-199.
- [46] Weighman.B. (1976). Tensile fatigue of human articular cartilage. *Journal of Biomechanics* Vol.9, pp 193- 200.
- [47] Pidaparti. R.M., Wang Q.Y. and Burr. D,B. (2001), Modeling fatigue damage evolution in bone; *Bio-Medical Materials and Engineering* 11, 69 – 78.

SYNTHESE

L'objet principal de notre travail était d'établir une relation entre l'exposition aux vibrations de basses et moyennes amplitudes transmises au corps entier et les maux de bas de dos du à la fatigue des os des vertèbres lombaires. L'objectif secondaire de cette étude était d'analyser l'effet des paramètres, accélération, posture, poids, densité osseuse, amortissement et ossature sur le risque de maux de bas de dos du à la fatigue des os. L'étude est basée sur un modèle d'éléments finis paramétrique du rachis lombaire.

Hypothèses de l'étude :

- Les vibrations transmettent au corps excitent les fréquences de résonance du rachis lombaire (cas des chocs et vibrations aléatoires);
- Les conducteurs sont exposés principalement aux vibrations verticales et que les composantes transversales sont négligeables;
- Le taux d'amortissement du disque intervertébral varie linéairement avec l'âge (manque de données disponible dans la littérature);
- L'effet de l'ossature est reliée directement à la surface moyenne discale S;
- L'effet du vieillissement est introduit par la perte de densité osseuse et la perte de l'amortissement du disque intervertébral;
- L'effet de la posture est introduit par l'angle de courbure sagittale.

Nous avons axé nos travaux autour de quatre articles de revue qui ont été présentés intégralement dans les chapitres 2,3, 4 et 5:

- Dans le premier article, nous avons développé un modèle de prédiction de durée de vie permettant d'évaluer le nombre de cycles de fatigue avant dommage en fonction de la contrainte appliquée, de la densité osseuse et de l'âge du spécimen. Dans cet article nous avons prouvé que les paramètres qui contrôlent le risque de maux de dos par fatigue des os, outre la contrainte appliquée, sont la densité osseuse et l'âge du spécimen. Dans cette étude, d'autres facteurs tels que le sexe, la race, le tabagisme, les maladies osseuses (le cancer et l'ostéoporose) sont confondus dans la densité osseuse. Le modèle développé

dans cette étude et considérant les interactions entre les variables indépendantes permet d'améliorer la prédiction par rapport à un modèle qui ne tiendrait compte que de la contrainte appliquée. Toutefois, ce modèle simple, étant basé sur des études restreintes exposées dans la littérature, celui-ci n'a pas été employé dans le reste de l'étude.

- Le deuxième article est consacré au développement et à la validation d'un modèle d'éléments finis du rachis lombaire. Le modèle d'éléments finis est basé sur une géométrie paramétrique des vertèbres lombaires. La paramétrisation a permis d'analyser l'effet de l'ossature et de la posture sur le comportement mécanique des vertèbres exposées aux vibrations verticales. Le modèle dynamique d'éléments finis paramétrique du rachis lombaire a été validé par comparaison avec les résultats publiés dans la littérature concernant le calcul des fréquences propres, de la transmissibilité et des forces. Un nouveau modèle de prédiction du risque de dommage (FRD) pour une personne intermédiaire (ossature intermédiaire et posture intermédiaire) a été développé dans ce travail.
- Le troisième article est consacré à étudier l'effet de la posture, de la corpulence, de la densité apparente de l'os spongieux, de l'aire des vertèbres, du taux d'amortissement du disque intervertébral, du poids des individus ainsi que l'amplitude de l'accélération du siège à la résonance des vertèbres comme variables indépendantes sur le risque des maux de bas de dos dus aux dommages des os. Un modèle original de facteur de risque au dommage (FRD) en a résulté. Fondé sur les résultats numériques, un plan d'expérience a été mené avec le FRD comme variable dépendante. Le plan d'expériences a compris 972 simulations. L'effet de l'âge a été considéré comme représentant une diminution de la densité osseuse et du taux d'amortissement des disques intervertébraux. La méthode des plans d'expériences permet d'analyser statiquement des résultats ayant une grande variabilité entre les individus, comme le poids, la taille, le sexe, la densité osseuse, etc. L'analyse ANOVA a révélé que la densité osseuse est le facteur le plus influant sur le risque de dommage. Les effets des interactions incluant la densité et le taux

d'amortissement sont les plus significatives sur le facteur risque de dommage (FRD) que toutes les autres combinaisons de variables. Il a été démontré que le risque des dommages est très élevé si la densité osseuse est inférieure à 0.2 g/cm^3 et si le taux d'amortissement est inférieur à 20%. Ces facteurs sont liés directement à l'âge des conducteurs. Cette étude a confirmé que les chauffeurs les plus âgés présentent une probabilité de risque de dommage plus importante que les jeunes. Suite à l'étude de Brinkmann (article 1), une valeur de 30% du FRD a été considérée comme une limite raisonnable de fatigue à long terme. En fonction de cette hypothèse qui devrait être validée expérimentalement, les conducteurs âgés de plus de 45 ans sont plus susceptibles d'être affectés par les vibrations transmises au siège. Si on considère un conducteur avec un poids léger (55kg) et ayant une densité apparente de l'ordre de $0,2 \text{ g/cm}^3$, une accélération de 3 m/s^2 (soit $2.12 \text{ m/s}^2 \text{ rms}$) appliquée au siège peut être considérée comme un seuil limite pour avoir une faible probabilité de dommage. Ce seuil de vibration doit être réduit à $2,7 \text{ m/s}^2$ (soit $1.91 \text{ m/s}^2 \text{ rms}$), si le poids augmente à 75 kg et de 2 m/s^2 (soit $1.41 \text{ m/s}^2 \text{ rms}$) si le poids est de 98 kg. En conséquence, le niveau d'accélération doit être contrôlée à des amplitudes de moins de 2 m/s^2 (soit $1.41 \text{ m/s}^2 \text{ rms}$), si nous voulons éviter tout risque de dommage et ceci pour n'importe quel âge, ossature, et poids du conducteur.

- Le quatrième article traite du comportement en fatigue à long terme des vertèbres lombaires exposées aux vibrations du corps entier de basses amplitudes et basses fréquences. Ce travail contribue à la validation de l'hypothèse que les vibrations de l'ensemble du corps peuvent provoquer à long terme des micro-fractures dans les os des vertèbres lombaires, pouvant être à l'origine de maux de bas de dos. Un modèle par éléments finis de l'unité L4-L5 a été développé pour prédire les contraintes et le nombre de cycles avant rupture des vertèbres. Les résultats de cette étude se limitent à l'évaluation d'un niveau sécuritaire d'exposition aux vibrations à ne pas dépasser. La méthode proposée présente un guide théorique afin d'évaluer l'effet à long terme d'une exposition à une série de vibrations. Toutefois, les lois de fatigue utilisées pour caractériser chaque composante du modèle, sont celles trouvées dans la littérature, et

peuvent donc être sujettes à caution, de par la rareté des résultats trouvés. Sous l'hypothèse que les vibrations excitent la fréquence de résonance de la colonne lombaire due à l'aspect aléatoire ou transitoire des excitations provenant de la route, cette étude a révélé une relation quantitative entre la limite de l'accélération mesurée au siège et la durée de l'exposition. Il est trouvé qu'une accélération de 2 m/s^2 ($1.41 \text{ m/s}^2 \text{ rms}$) peut être considérée comme un seuil limite afin de diminuer la probabilité de risque de fracture après 40 ans d'exposition pour un chauffeur dont les vertèbres sont excitées continuellement à leurs fréquences de résonance. Devant cette hypothèse trop forte pour refléter la réalité, il semble probable que la véritable limite soit plus faible de celle-proposée, mais l'approche développée vise ici à donner une direction pour la recherche. Finalement, cette méthode pourrait être généralisée et de nombreuses hypothèses et paramètres peuvent être affinés si les données techniques étaient disponibles. L'avenir de cette recherche vise donc à étudier, par une approche expérimentale, le comportement de fatigue des vertèbres lombaire, et à imposer des fréquences d'excitation plus réalistes, dans le but de valider notre modèle.

Plusieurs points de discussions ressortent de ces 4 études théoriques :

Les conclusions, issues de cette recherche s'appliquent à des personnes en bonne santé qui sont régulièrement exposées à des vibrations contenant des chocs répétés. Les individus ayant dans le passé souffert de troubles affectant la colonne vertébrale, y compris ceux souffrant d'ostéoporose latente ou de tout autre trouble affectant la colonne vertébrale, sont plus susceptibles d'être affectés.

Seuil d'exposition aux vibrations

Cette recherche démontre que le niveau d'accélération sécuritaire, pour éviter les risques de fracture des os par fatigue après une longue exposition aux vibrations verticales transmises au corps humain, doit être inférieur de 2 m/s^2 ($1.41 \text{ m/s}^2 \text{ rms}$), si on veut tenir compte de tous les

paramètres morphologiques et structuraux des individus. Il est à noter que le niveau d'accélération déterminé (2 ms^{-2} ou $1.41 \text{ ms}^{-2} \text{ rms}$), est inférieur au niveau d'accélération rencontré dans le cas des conducteurs des engins militaires à chenilles, des véhicules blindés, des engins agricole et des chargeurs (Tableau 1.1).

En revanche, les normes en vigueur, tel que l'ISO 2631 et l'INRS (Institut national de recherche et de sécurité, France), recommandent une limite inférieure au niveau d'accélération déterminé à travers cette recherche. En effet, l'ISO 2631 recommande un seuil d'accélération pondérée égale à $0.9 \text{ ms}^{-2} \text{ (rms)}$ comme limite de santé pour une exposition quotidienne de 8 heures et de $2 \text{ ms}^{-2} \text{ (rms)}$ comme un maximum pour le confort (limite considérée extrêmement inconfortable). L'INRS, pour sa part, recommande une limite d'accélération pondérée extrême égale à $1.15 \text{ ms}^{-2} \text{ (rms)}$ pour une exposition quotidienne de 8 heures. Nous explorons ci-dessous des raisons qui pourraient expliquer la différence entre les résultats de la présente recherche et les seuils recommandés par les normes.

Effet des vibrations sur le système musculosquelettique

Les limites vibratoires, recommandées par les normes existantes, concernent l'ensemble du système musculo-squelettiques (système nerveux, muscle, ligament disques et os des vertèbres). Une différence pourrait venir du fait que les seuils d'accélération, provenant des normes, incluent les accélérations transversales et verticales (résultante de toutes les accélérations dans les 3 directions), alors que notre étude s'est restreinte à étudier la vibration verticale, qui affecte principalement les vertèbres. Il est par conséquent recommander d'inclure dans le modèle des excitations combinées de torsion et de flexion, ce qui pourrait faire ressortir l'effet des disques intervertébraux, ligaments et muscles, car il a été démontré expérimentalement que les ruptures discales sont observées uniquement en cas des charges combinées, particulièrement en cas de flexion – torsion, et ayant des amplitudes élevées.

Ainsi, le niveau d'accélération déterminé dans cette recherche (2 ms^{-2} ou $1.41 \text{ ms}^{-2} \text{ rms}$ comparativement à une valeur moindre suggérée par les normes), est très conservateur en

raison de l'hypothèse sur la fréquence d'excitation (puisque'il est impossible que ce niveau d'accélération soit maintenu pendant toute une vie d'activité professionnelle), sur les effets des muscles, sur l'aspect de régénération des tissus osseux, sur l'effet de la posture et sur l'effet de la dégénérescence du disc intervertébral. Il se pourrait donc que le seuil de FDR de 30%, à partir duquel le niveau d'accélération maximal a été déterminé, devrait être revu à la baisse.

Effet du vieillissement

L'effet du vieillissement sur la densité osseuse est très bien connu. En fait, une densité de 0.1 gcm^{-3} est considérée comme seuil clinique de rupture de l'os (voir article 1). Alors qu'une densité de 0.3 gcm^{-3} est considérée comme limite supérieure, correspondant à une personne jeune en bonne santé. Les autres valeurs calculées (0.18 gcm^{-3} et 0.24 gcm^{-3}) ont été déterminées en utilisant une relation linéaire comme décrite dans la littérature (plus de détails sur la relation entre densité osseuse et vieillissement dans les articles 1, 2, 3). Bien que l'effet du vieillissement sur la densité osseuse est très bien documenté, il faut souligner que la variation du taux d'amortissement du disque intervertébral, dû au vieillissement, au phénomène de fatigue des muscles et au phénomène du fluage du disque intervertébral, n'est pas encore bien connu. En fait, la posture, le fluage et le degré de dégénérescence du disque intervertébral (qui dépend de l'âge) influent sur le taux d'amortissement durant une même journée d'exposition (taux d'amortissement peut diminuer). En considérant cet aspect, le niveau d'accélération limite des vertèbres pourra probablement être révisé à la baisse.

Effet de l'ossature

La notion de l'ossature est considérée dans cette étude comme un paramètre relié directement à la surface discale (hypothèse inspirée de l'étude de Seidel et al (1998)). Malgré que l'état de contraintes dépend directement de la surface discale (contrainte égale au rapport de force par surface), cette hypothèse (type d'ossature relié à la surface discale) reste encore à justifier et pourrait être raffinée.

CONCLUSION

L'état des connaissances actuelles montre l'existence d'une relation entre l'exposition aux vibrations globales du corps et l'apparition de douleurs lombaires, et de lésions vertébrales ou dégénérescence des vertèbres lombaires incluant les affections des disques intervertébraux. Actuellement, peu d'outils sont disponibles pour estimer le risque de maux de dos dus à une exposition prolongée aux vibrations globales du corps. Le guide ISO 2631 pour l'évaluation de l'exposition aux vibrations globales du corps fournit de l'information sur les limites de confort et sécurité d'exposition journalière aux vibrations, mais est déficient à donner une indication sur les conséquences à long terme de cette exposition. Ainsi, l'objectif de cette recherche est de comprendre le comportement dynamique et en fatigue des vertèbres lombaire exposées aux vibrations continues de basse amplitude et à étudier les effets des paramètres vibratoires (fréquence, accélération) et des paramètres individuelle (âge, densité osseuse, amortissement, posture, ossature et poids corporel) sur la santé des conducteurs professionnels.

L'hypothèse que nous avons évaluée est que l'exposition continue de la colonne vertébrale aux vibrations globales cause, à long terme, la fatigue des os qui peuvent être l'origine des problèmes de maux de bas de dos.

Nous avons choisi la modélisation par éléments finis paramétrique plutôt que l'utilisation de modèles d'éléments finis figés ou des modèles masse ressort simples à mettre en œuvre, ceux-ci ne permettant de modéliser qu'un nombre limité de phénomènes, et n'apportant pas d'éléments de compréhension sur les mécanismes de déformation. La plupart des modèles par éléments finis publiés simulant le comportement vibratoire du corps humain sont des modèles soit figés ou des modèles masse ressort, validés pour un nombre restreint de réponses.

Notre modèle d'éléments finis paramétrique a été validé en comparant nos résultats avec ceux publiés concernant les fréquences propres, les modes propres et les forces calculées au niveau de L3-L4. Le modèle présenté dans ce travail est basé sur un modèle

géométrique paramétrique des vertèbres lombaires et simulant le comportement vibratoire du corps humain soumis à des vibrations verticales. Ce modèle est paramétrable en termes de posture et d'anthropométrie. Outre les paramètres vibratoires (accélération, fréquences) et les paramètres mécaniques (densité osseuse, amortissement), trois ossatures combinées avec trois postures et trois poids corporels ont été considérées dans cette étude. Cette étude permet la considération de nombreux paramètres (amortissement, densité osseuse, posture, accélération, poids du corps et ossature) dans l'analyse des dommages des os et dans la modélisation du comportement de fatigue des vertèbres, lesquelles ont fait l'objet de peu de considération dans les études portant sur l'évaluation des risques liés à l'exposition aux vibrations globales du corps. En ce sens, il s'agit d'une contribution intéressante au développement de nouvelles connaissances dans le domaine.

Suite à une série de simulations, un modèle empirique original permettant de prédire le facteur risque de dommage (FRD) a été développé dans le cadre de cette étude. Fondé sur les résultats numériques, un plan d'expérience a été mené avec le FRD comme variable dépendante. La posture, la corpulence, la densité apparente de l'os spongieux, l'aire des vertèbres (ossature), le taux d'amortissement du disque intervertébral, le poids des individus ainsi que l'amplitude de l'accélération du siège à la résonance des vertèbres ont été considérés comme variables indépendantes. Le plan d'expériences a compris 972 simulations. L'effet du vieillissement a été considéré en l'assimilant à une diminution de la densité et du taux d'amortissement.

Une analyse statistique ANOVA a révélé que la densité osseuse a un effet plus important sur le risque de dommage (FRD) que les autres paramètres. Les effets des interactions combinant la densité et le taux d'amortissement sont plus importants que toutes les autres combinaisons de variables sur le facteur de risque de dommage. L'analyse a montré que le risque sur la santé est plus important si la densité apparente est plus faible que 0.2 g/cm^3 et si le taux d'amortissement est inférieur à 20%. Cette étude a ainsi démontré que les conducteurs âgés présentent une probabilité de fatigue plus grande que les jeunes.

Basé sur les recommandations de l'ISO 2631-5-2004 et sur les résultats de Brinckmann et al (articles 2 et 3), un FRD égal à 30% a été définie comme une limite d'endurance pour la fatigue des vertèbres. Les résultats montrent que les conducteurs de 45 ans et plus, sont plus sensibles à long terme à avoir des maux de dos.

L'étude a permis d'évaluer la fatigue mécanique du rachis lombaire lorsqu'un individu, en position assise, est exposé aux vibrations continues de basses fréquences et de faibles amplitudes. Les résultats de fatigue, issus de cette étude, sont limités à l'évaluation d'un niveau vibratoire critique. La méthode proposée est une approche théorique afin d'estimer les effets à long terme sur la santé des conducteurs exposés aux vibrations. Sous l'hypothèse que les vibrations transmises au corps humain excitent la fréquence de résonance de la colonne lombaire due à l'aspect aléatoire ou transitoire des excitations provenant de la route, cette étude a révélé une relation quantitative entre l'accélération limite mesurée sur le siège et la durée d'exposition en années. Il faut noter que le modèle de prédiction de la durée de vie (article 4) n'a pu être validé pour les basses amplitudes de vibration (fatigue par endurance), vu le manque de données dans la littérature concernant les limites d'endurance des vertèbres du rachis et les lois de fatigue de chaque composante structurale des vertèbres.

En conclusion, les effets de l'exposition à long terme du corps constituent un risque accru au niveau de la partie lombaire de la colonne vertébrale. Selon les deux approches d'estimation du niveau d'accélération limite présentées dans cette étude, basée sur le FRD et sur l'analyse de fatigue, le niveau d'accélération préconisé comme seuil limite à ne pas dépasser pour réduire le risque sur la santé après 40 années d'exposition, est égal à 2 ms^{-2} ($1.41 \text{ ms}^{-2} \text{ rms}$), et ceci quel que soit le poids, l'ossature, la posture et l'âge du conducteur. Le niveau d'accélération, déterminé dans le cadre de cette recherche, est très conservateur puisque l'étude est réalisée sous l'hypothèse majeure que la fréquence d'excitation est maintenue constamment durant toute la vie d'activité professionnelle à la fréquence de résonance, alors qu'en réalité, on ne retrouve ce cas de figure que lorsque le véhicule subit des impacts ou roule sur une route cahoteuse, et puisque le modèle a négligé l'effet des muscles, celui des ligaments et celui du fluage et de la dégénérescence du disque

intervertébral. Les résultats de cette recherche devraient aider à compléter l'information contenue dans les guides (ISO 2631, etc.) en vigueur, en permettant une meilleure connaissance des limites de vibration à ne pas dépasser spécifique pour chaque individu.

RECOMMANDATIONS

Le modèle EF

Le modèle FE actuel nécessite encore des améliorations. En effet, le modèle actuel n'inclut ni les effets des muscles ni des tissus mous, ni l'aspect viscoélastique, ni l'inertie rotationnel de la partie supérieure du corps et ni le phénomène de remodelage de l'os. Les tensions musculaires, combinées avec les vibrations, pouvant augmenter le phénomène de fluage des disques intervertébraux, peuvent causer la fatigue des muscles du dos. Le phénomène de remodelage a aussi un rôle important dans la réparation des tissus endommagés. Ces deux aspects peuvent conduire indirectement à des maux de bas de dos. De plus, il est fort probable qu'une partie des charges dynamiques générées par les vibrations mécaniques sera absorbée par les muscles de dos et par les abdominaux contractés. Biologiquement, le cumul des dommages sous un chargement cyclique répétitif est le responsable du déclenchement du mécanisme de régénération de l'os. Puisque la régénération in vivo de l'os cortical peut être déclenchée avec l'apparition des dommages par fatigue, il est possible que le chargement cyclique agisse également en tant que stimulus pour lancer le mécanisme de régénération d'os spongieux des vertèbres.

- L'évaluation numérique du comportement dynamique et de fatigue des vertèbres sera effectuée avec un modèle paramétrique d'éléments finis amélioré en apportant, selon les résultats des expériences, les modifications nécessaires. Il faudra notamment valider le modèle pour les basses amplitudes de charge et basses fréquences (sur une plage de 0 à 20 Hz), par la caractérisation de l'amortissement du au disque intervertébral et par la comparaison des contraintes déterminées par les tests avec celles obtenus par simulation.

Les excitations et le comportement dynamique des vertèbres

Pour mieux prédire le comportement en fatigue sous n'importe quelle fréquence d'excitation et ainsi affiner le niveau d'accélération critique, il est recommandé de prendre en considération les aspects suivants. Il faut inclure dans le modèle EF, le calcul des contraintes et de la fatigue sous n'importe quelle fréquence d'excitation, afin d'obtenir des valeurs

d'accélération critiques plus réalistes. Il peut être nécessaire de réaliser des tests expérimentaux de vibrations à basses amplitudes sur des unités vertébrales afin d'étudier leur comportement mécanique (fréquences, amortissements, rigidités, contraintes dynamiques agissantes sur chaque composantes des vertèbres).

- Propriétés dynamiques des vertèbres : les paramètres modaux (fréquences de résonance et amortissement) des unités vertébrales doivent être déterminés. Il faut déterminer la rigidité dynamique des unités vertébrales. Dans cette étape, les contraintes dynamiques agissant sur les différents éléments de l'unité vertébrale doivent être mesurées. Ces contraintes sont utiles pour prédire la limite d'endurance.

Les essais de fatigue

Pour parfaire le modèle de fatigue, il faut entreprendre des travaux de validation expérimentale et vérifier si l'hypothèse d'une limite de fatigue du FRD de 30% est valide pour des excitations de faibles amplitudes de longue durée. Plusieurs directions doivent être explorées pour améliorer les performances du modèle, afin de pouvoir prédire les risques de fatigue par endurance. L'amélioration de la validation passe par la réalisation d'essais sur un grand nombre de sujets, afin de définir un comportement moyen représentatif.

Pour affiner cette étude, on propose donc une démarche expérimentale permettant de compléter l'information et de valider les résultats issus de cette thèse. Cette démarche est composée de plusieurs points:

- Comme première étape il faut répertorier l'âge, la densité osseuse et le grade du disque intervertébral de chaque spécimen à tester. Ces paramètres permettront d'établir des corrélations entre durée de vie, âge, densité osseuse, grade du disque, amortissement et rigidité.
- Lois de fatigue : il faudra, expérimentalement, pour chaque composante des vertèbres et disques intervertébraux, établir les lois de fatigue à incorporer dans le modèle numérique.

- Pour mieux comprendre l'effet de l'ossature, de la posture et des muscles, on recommande de réaliser des tests in vivo afin de prédire les contraintes dynamiques, les fréquences propres et les transmissibilités (sur des sujets de différentes catégories d'âge, d'ossature, de poids et de posture de conduite). Dans le but d'étudier les effets de l'âge et de la densité osseuse, et vu la difficulté de trouver des spécimens représentant les différents niveaux d'âge (jeune, adulte et âgé), on propose de faire les tests sur des unités vertébrales porcines. Ce choix est justifié par le fait que plusieurs recherches considèrent le comportement des composants vertébraux du porc semblable à celui de l'être humain. Des essais de fatigue sur les unités vertébrales seront effectués pour détecter les contraintes pour lesquelles une amorce d'endommagement se présente et ainsi définir une limite d'endurance en fatigue. Les contraintes dynamiques devront pouvoir être évaluées sous n'importe quelle fréquence d'excitation. Pour évaluer les contraintes dynamiques, il faudra également étudier le rôle du disque intervertébral dans l'amortissement des vibrations ainsi que l'effet de sa dégénération (grade) sur l'amortissement.

RÉFÉRENCES

- [1] Bovenzi M., Hulshof C. (1998). 'An updated review of epidemiologic studies on the relationship between exposure to whole – body vibration and low back pain.' *Journal of sound and vibration* 215 (4), 595 – 611.
- [2] Griffin, M.J, 1990. *Handbook of Human Vibrations*. Academic Press.
- [3] Lings, S., and Leboeuf, C., 2000. Whole-body vibration and low back pain: a systematic, critical review of the epidemiological literature 1992-1999. *International Archives of Occupational and Environmental Health* 73, 290-297.
- [4] Pope M.H, Wilder D.G. and Magnusson M., 1998. Possible mechanics of low back pain due to whole-body vibration. *Journal of Sound and Vibration* 215 (4) 687-697.
- [5] European Agency for Safety and Health at work, 2008: *Workplace exposure to vibration in Europe: an expert review*.
- [6] Sandover J, 1998. The fatigue approach to vibration and health: it is a practical and viable way of predicting the effects on people, *Journal of Sound and Vibration*, 215 (4) 699-721.
- [7] Pope M.H. and Hansson T.H., 1992. Vibration of the spine and low Back pain, *Clinical orthopedics and related research*, # 279, 49-59.
- [8] Boileau P.E, 2002. L'exposition à des vibrations globales du corps et son rôle dans l'étiologie des maux de dos, *Travail et santé* 18 (1), 31-35.
- [9] Hansson T.M., Keller T. and Jonhson. R., 1987, Mechanical behaviour of human lumbar spine. Fatigue strength during dynamic compressive loading, *Journal of ortho. Res.*, vol.5 (4), 479-487.
- [10] Brinckmann P., Bggemann M. and Hilweg D., 1988. Fatigue fracture of human lumbar vertebrae. *Clinical Biomechanics*, Suppl.1. S1-S23.
- [11] Hansson T., Roos, B., 1981. Microcalluses of the trabeculae in lumbar vertebrae and their relation to the bone mineral content. *Spine* 6, 375-380.
- [12] Sean Gallagher, Willim.S Marras, Aan S.Litsky, Deborah Burr., 2006. An exploratory study of loading and morphometric factors associated with specific failure modes in fatigue testing of lumbar motion segments. *Clinical Biomechanics* 21 – 228-234.
- [13] Hardy WG, Lissner HR, Webster JE, Gurdjian ES. Repeated loading tests of the lumbar spine. *Surgical Forum* 1958; 9:690.

- [14] Adams M.A., Dolan P. and Hutton W.C. 1988. Lumbar spine in backward bending. *Spine*, **13** (9), 1019-1026.
- [15] Liu YK., Njus G., Buckwalter J., 1983. Fatigue response of lumbar intervertebral joints under axial cyclic loading. *Spine* **8** (8): 857-865.
- [16] Ayari H., Thomas M. and Doré S., 2005. Développement d'un modèle statistique de prédiction de la durée de vie du rachis lombaire, dépendant de la contrainte appliquée, de l'âge et de la densité osseuse. *IRSST, Pistes*, **7** (2), 1-14.
- [17] Thomas M., Lakis A.A. et Sassi S. (2004). Adverse health effects of long-term whole-body random vibration exposure, Recent research development in sound and vibration, Transworld Research Network, Vol. 2, p. 55-73.
- [18] Thomas M., December 1999, A theoretical model for predicting fatigue limits of lumbar spine incurred to random vibration exposure during driving, The 26th International conference on Computers & Industrial Engineering, Vol 1, Refereed paper No 166, pp 419-423.
- [19] Sylvie Nadeau, Hakim Bouzid, David Prud'homme., 2008, Étude du mécanisme lésionnel de la hernie discale: Modélisation du comportement élastique non linéaire. *Revue Internationale sur l'Ingénierie des risques industriels*, vol1, No.1. 19p.
- [20] Thomas M., Avril 1999, Prédiction du nombre de cycles de fatigue avant dommage dans la colonne vertébrale d'un chauffeur soumis à des vibrations aléatoires, 21^e Congrès de l'Association Québécoise pour l'Hygiène, la Santé et la Sécurité du Travail (AQHSST), Montréal, pp 324- 333.
- [21] Lisa Denninger, 2001, thèse de doctorat "Analyse biomécanique des interactions homme siège en environnement automobile: Modélisation par éléments finis du corps humain soumis à des vibrations verticales". École nationale supérieure d'arts et métiers. ENSAM, France, pp 6- pp 62.
- [22] Ayari H, Thomas M., Doré S. and Serrus O., 2009. Evaluation of lumbar vertebra injury risk to the seated human body when exposed to vertical vibration, *Journal of Sound and Vibration*, **321**, issues 1-2doi:10.1016/j.jsv.2008.09.046, pp. 454-470.
- [23] Ayari H., Thomas M., Doré S., 2009, A Design of experiments for statistically predicting a risk of adverse health of drivers exposed to vertical vibrations, soumis à *Industrial Health*.
- [24] Ayari H., Thomas M., Doré S., Taiar R. and Dron J.P. , Mai 2009, Predicting the adverse health effects to long term whole-body vibration exposure, Proc. 2nd int. Conf. on Industrial Risk Engineering CIRI-2009, Reims, 19 pages (accepté).

- [25] Ayari H, Thomas M. and Doré S., 2008, Development of an Injury Risk Factor for Drivers, *Revue Internationale sur l'Ingénierie des risques Industriels (JI-IRI)*, Vol 1, No 2, pp. 120-138.
- [26] Ayari H., Thomas M. and Doré S., December 2007. Development of an injury risk factor for drivers Proc. 1st int. Conf. on Industrial Risk Engineering CIRI-2007, Montreal, ISBN 978-2-921145-65-7, 137-150.
- [27] Ayari H., Thomas M. and Doré S., October 2007. A design of experiment for studying the effect of human body parameters on an injury risk of drivers exposed to vibration, Proc. of the 37th International conf. on Computers and Industrial Engineering, CIE 07, Alexandria, Egypt, pp. 620-628.
- [28] Bongers P. M., Boshuizen H. C., Hulshof C. T. J., Koemeester A. P., Back disorders in crane operators exposed to whole body vibration. *International Archives of Occupational and Environmental Health*. 1988 ; 60 129-137.
- [29] Bongers P. M., Boshuizen H. C., Hulshof C. T. J., Koemeester A. P., Long term sickness absence due to back disorders in crane operators exposed to whole body vibration. *International Archives of Occupational and Environmental Health*. 1988 ; 61 59-64.
- [30] Boshuizen H. C., Hulshof C. T. J., Bongers P., Long-term sick leave and disability pensioning due to back disorders of tractor drivers exposed to whole-body vibration. *International Archives of Occupational and Environmental Health*. 1990 ; 62 117-122.
- [31] Boshuizen H.C., Bongers P.M., Hulshof C.T.J., Self reported back pain in tractor drivers exposed to whole body vibration. *International Archives of Occupational and Environmental Health*. 1990 ; 62 109-115.
- [32] Bovenzi M., Low back pain disorders and exposure to whole body vibration in the workplace. *Seminar in Perinatology*. 1996 ; 20 38-53.
- [33] Bovenzi M., Hulshof C.T.J., An updated review of epidemiological studies on the relationship between exposure to whole body vibration and low back pain. *Journal of Sound and Vibration*. 1998 ; 215(4) 595-611.
- [34] Dupuis H., Zerlett G., Whole body vibration and disorders of the spine. *International Archives of Occupational and Environmental Health* . 1987 ; 59(4) 323-336.
- [35] Dupuis H., Medical and occupational preconditions for vibration- induced spinal disorders: occupational disease n°. 2110 in Germany. *International Archives of Occupational and Environmental Health*. 1994 ; 66 303-308.

- [36] Guibal, Broussole, Etude des vibrations transmises aux équipages d'hélicoptères. *Revue des corps de santé*. 1965 ; 6(1) 51.
- [37] Hulshof C., Veldhuijzen van Zanten B., Whole-body vibration and low back pain : a review of epidemiologic studies. *International Archives of Occupational and Environmental Health*. 1987 ; 59 205-220.
- [38] Khöl U., Les dangers encourus par les conducteurs de tracteurs. Une enquête dans le canton de Vaud. *Archives des maladies professionnelles de médecine du travail et de Sécurité Sociale*. 1975 ; 36(3) 145-162.
- [39] Palmer K. T., Griffin M. J., Bendall H., Pannett B., Coggon D., Prevalence and pattern of occupational exposure to whole body vibration in Great Britain : findings from a national survey. *Occupational and Environmental Medicine*. 2000 ; 57 229-236.
- [40] Pope M. H., Jayson M. I. V., Blann A. D., Kaigle A. M., Weinstein J. N., Wilder D.G., The effect of vibration on back discomfort and serum levels of von Willebrand factor antigen : a preliminary communication. *European Spine Journal*. 1994 ; 3 1-3.
- [41] Pope M. H., Magnusson M., Wilder D.G., Low back pain and whole body vibration. *Clinical Orthopaedics*. 1998 ; 354 241-248.
- [42] Pope M. H., wilder D. G., Magnusson M., Possible mechanisms of low back pain due to whole-body vibration. *Journal of Sound and Vibration*. 1998 ; 215(4) 687-697.
- [43] Raymond V., The effect of vibration on drivers of heavy vehicles. *Archives des maladies professionnelles de médecine du travail et de Sécurité Sociale*. 1956 ;17 301-310.
- [44] Sandover J., Behaviour of the spine under shock and vibration : a review. *Clinical Biomechanics*. 1988; 3 249-256.
- [45] Seidel H., Bluethner R., Hinz B., Effects of sinusoidal whole-body vibration on the lumbar spine: the stress-strain relationship. *International Archives of Occupational and Environmental Health*. 1986 ; 178 57(3) 207-223.
- [46] Seidel H., Heide R., Long-term effects of whole-body vibration: a critical survey of the literature. *International Archives of Occupational and Environmental Health*. 1986; 58 1-26.
- [47] Seidel H., Selected health risks caused by long-term, whole body vibration. *American Journal of Industrial Medicine*. 1993; 23(4) 589-604.

- [48] Seidel H., Blüthner R., Hinz B., Schust M., On the health risk on the lumbar spine due to whole body vibration -- theoretical approach, experimental data and evaluation of whole body vibration. *Journal of Sound and vibration*. 1998; 215(4) 723-741.
- [49] Winkleby A. M., Ragland D. R., Fisher J. M., Syme S. L., Excess risk of sickness and disease in bus drivers: a review and synthesis of epidemiological studies. *International Journal of Epidemiology*. 1988 ; 327 17 255-262.
- [50] Zerlett G., Relationships between whole-body vibration and disorders of the backbone diagnosed on operators of earth-moving machinery. *Proceedings of the Congress on Backache and Back disorders*, Naples. October 7-11 1985.
- [51] Schwarze S., Notbohm G., Dose-response relationships between whole-body vibration and lumbar disc disease -- A field study on 388 drivers of different vehicles. *Journal of Sound and Vibration*. 1998; 215(4) 613-628.
- [52] Pope M. H., Impact and vibration and their effects on the lumbar spine, PhD Thesis, Department of Orthopaedics and Rehabilitation, University of Vermont, Burlington, and department of Orthopaedics, Gothenburg University, Sahlgren Hospital, Sweden. 1990.
- [53] Paddan G. S., Griffin M. J., Transmission of roll and pitch seat vibration to the head. *Ergonomics*. 1994; 37(9) 1513-1531.
- [54] Paddan G. S., Griffin M. J., Individual variability in the transmission of vertical vibration from seat to head. *Institute of sound and vibration*. Southampton, UK, Report n° 236. 1994.
- [55] Griffin M. J., Whitham E. M., Individual variability and its effect on subjective and biodynamic response to whole body vibration. *Journal of Sound and Vibration*. 1978 ; 58 239-250.
- [56] Korstjens C. M., Mosekilde L., Spruijt R. J., Gerat W. G. M., Van der Stelt P. F., Relations between radiographic trabecular pattern and biomechanical characteristics of human vertebrae. *Acta Radiologica*. 1996; 365 37(5) 618-624.
- [57] Drejer J., Thomsen H. S., Tanttu J., Low-Field MR imaging of the spine. A comparative study of a traditional and a new completely balanced gradient-echo sequence. *Acta Radiologica*. 1995; 36 505-509.
- [58] Frymoyer J.W., Pope M.H., Costanza M.C., Epidemiologic studies of low back pain. *Spine*. 1980; 5 419-422.

- [59] Burdorf A., Sorock G., Positive and negative evidence on risk factors for back disorders. *Scandinavian Journal of Work Environment and Health*. 1997; 23 243-256.
- [60] Wikström B.-O., Kjellberg A., Landström U., Health effects of long term occupational exposure to whole body vibration: a review. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 1994; 14 273-292.
- [61] Wilder D. G., Pope M. H., Epidemiological and etiological aspects of low back pain in vibration environments -- an update. *Clinical Biomechanics*. 1996; 11 61-73.
- [62] Kelsey J.L., Hardy R. J., Driving of motor vehicles as a risk factor for acute herniated lumbar intervertebral disc. *American Journal of Epidemiology*. 1975; 102(1) 63-73.
- [63] Kapandji I. A., *Physiologie articulaire tome III, tronc et rachis*. Ed. Maloine, Paris. 1996.
- [64] Andersson G.B., Murphy R.W., Örtengren R., Nachemson L., The influence of backrest inclination and lumbar support on lumbar lordosis in sitting. *Spine*. 1979; 4(1) 52-58.
- [65] Keegan J. J., Alterations of the lumbar curve related to posture and seating. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1953; 35A (3) 589-603.
- [66] Nachemson A., Morris J. J., In vivo measurements of intradiscal pressure: Discometry, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1964 ; 46A(5) 1077-1092
- [67] Nachemson A. L., Elfström G., Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs. A study on common movements manoeuvres and exercises. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 1970; 2 (suppl 1) 1-40.
- [68] Andersson B.J.G., Örtengren R., Nachemson A., Elfström G., Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. I - Studies on an experimental chair. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 1974; 6 104-114.
- [69] Zimmerman C. L., Cook T. M., Goel V. K., Effects of seated posture on erector spinae EMG activity during whole-body vibration. *Ergonomics*. 1993; 36 667-675.
- [70] Weinstein J. N., Pope M., Schmidt R., Neuro-pharmacologic effects of vibration on the dorsal root ganglion: an animal model. *Spine*. 1988; 13 521-525.
- [71] Sandover J., Dynamic loading as a possible source of low back disorders. *Spine*. 1983; 8 652-658.

- [72] Jankovitch J.P., The effects of mechanical vibration on bone development in the rat. *Journal of Biomechanics*. 1972; 5 241-250.
- [73] International Organisation for Standardisation. Evaluation of human exposure to whole body vibration. International Standards ISO 1997. 102 ISO 2631.
- [74] International Organisation for Standardisation. Mechanical vibration and shock-- Mechanical transmissibility of the Human body in the z direction. International Standard ISO. 1987; 60 ISO 7962.
- [75] International Organization for Standardization ISO 2631-5, Mechanical vibration and shock - evaluation of human exposure to whole-body vibration - part 5: 2004, 21 p.
- [76] British Standard Guide to Measurement and evaluation of human exposure to whole-body mechanical vibration and repeated shock. BS6841: 1987.
- [77] Boileau P.E., Turcot D., IRSST, 1988. Évaluation de l'exposition aux vibrations globales du corps à l'aide d'une méthode quadripuissance et comparaison avec ISO 2631.
- [78] Pugh, J.W., Radin, E.L., and Rose, R.M., (1974), Quantitative studies of human subchondral cancellous bone: Its relationship to the state of its overlying cartilage, *J.Bone Joint Surg*. 56A (2)313-321.
- [79] Crawford P., Christopher, E.C, and M.Keaveny T. (2003); Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography. *Bone*.
- [80] Parfitt A.M. (1993). Bone Age, Mineral Density, and Fatigue Damage. *Calcif tissue Int* 53 (Suppl1):S82-S86.
- [81] McCalden R.W., McGeough, J.A. and Court – Brown C.M. (1997). Age – related changes in the compressive strength of cancellous bone: The relative importance of changes in density and trabecular architecture, *J. Bone Joint Surg*. 79A (3):421-427.
- [82] Mosekilde L. and Danielsen C.C. (1987). Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals. *Bone* 8(2):79-85.
- [83] Gordon SJ et al., 1991. Mechanisms of disc rupture, a preliminary report. *Spine*, Vol 16, No 4, 450-456.
- [84] Holmes A.D. and Hukins D.W.L., 1994. Fatigue failure at the disc –vertebra interface during cyclic axial compression of cadaveric specimens. *Clin Biomech* (9), 133-134.

- [85] Lafferty J.F., 1978, Analytical model of the fatigue characteristics of bone.' *Av.sp.and Env. Med.*, pp.170-174.
- [86] Pattin, C.A., Caler, W.E. and Carter, D.R., 'Cyclic mechanical property degradation during fatigue loading of cortical bone', *J. Biomech.* **29**(1) (1996) 69–79.
- [87] Griffin, L., et al., 'Model of flexural fatigue damage accumulation for cortical bone', *J. Orthopedic Res.* **15** (1997) 607–614.
- [88] Taylor, M., 'A combined finite element method and continuum damage mechanics approach to simulate the in vitro fatigue behavior of human cortical bone', *J. Mater. Sci.: Mater. Med.* **10**(12) (1999) 841–846.
- [89] Zioupos, P., Wang, X.T. and Currey, J.D., 'The accumulation of fatigue microdamage in human cortical bone of two different ages in vitro', *Clin. Biomech.* **11**(7) (1996) 365–375.
- [90] Guo, X.-D.E., et al., 'Finite element modeling of damage accumulation in trabecular bone under cyclic loading', *J. Biomech.* **27**(2) (1993) 145–155.
- [91] Taylor, M., Cotton J., and Zioupos P., 'Finite element Simulation of the fatigue behaviour of cancellous bone', *Journal Meccanica* 37: 419-429, 2002.
- [92] Boileau P.E., Rakheja S., Yang X., Stiharu I., Comparison of biodynamic response characteristics of various human body models applied to seated vehicle drivers. United Kingdom Informal Group Meeting on Human Response to vibration, MIRA. September 18-20 1996; 1-13.
- [93] Verver M., J. Van Hoof, C. Oomens, N. Van De Wouw and J. Wismans, Estimation of spinal loading in vertical vibrations by numerical simulation. *Clinical Biomechanics* 18 (2003) 800-811.
- [94] M. Fritz, Description of the relation between the forces acting in the lumbar spine and whole-body vibrations by means of transfer functions. *Clinical Biomechanics* 15 (2000) 234-240.
- [95] S. Kitazaki, M.J. Griffin, A modal analysis of whole-body vertical vibration, using a finite element model of the human body. *Journal of Sound and Vibration* 200 (1) (1997) 83-103.
- [96] B. Buck, and H. Woelfel, Dynamic three-dimensional finite element model of a sitting man with a detailed representation of the lumbar spine and muscles. In: Middleton, J. (Ed.), *Compute Methods in Biomechanical and Biomedical Engineering*, vol. 2(1998) 451-463.

- [97] S. Pankoke, J. Hofmann and H. Woelfel, Determination of vibration-related spinal loads by numerical simulation. *Clinical Biomechanics* 16 (1) (2001) S45-S56.
- [98] M. Kasra, A. Shirazi, and G. Drouin, Dynamics of Human Lumbar Intervertebral Joints, Experimental and finite – element investigations. *Spine* 17 (1) (1992) 93-102.
- [99] V.K. Goel, B.T. Monroe, L.G. Gilbertson, and P. Brinckmann, Finite Element Analysis of the L3–L4 Motion Segment subjected to axial compressive loads. *Spine* 20 (6) (1995) 689-698.
- [100] W.Z. Kong and V.K. Goel, Ability of the finite element models to predict response of human spine to sinusoidal vertical vibration. *Spine* 28 (17) (2003) 1961-1967.
- [101] F. Lavaste, W. Skalli and S. Robin, Three–dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics* 25 (10) (1992) 1153-1164.
- [102] Crawford, R. P., Cann, C. E. and Keaveny, T. M. "Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography." *Bone*.
- [103] Nabhani, f. and Wake, m. (2002). "Computer modelling and stress analysis of the lumbar spine." *Journal of Materials Processing Technology* **127**(1): 40-47.
- [104] Wang, J.L., Parnianpour, M., Shirazi-Adl, A., Engin, A.E., "Viscoelastic finite element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion", *Spine*, Vol. 25, p. 310-318, 2000.
- [105] J. Berry, J. Moran and W. Berg, A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae. *Spine* 12 (1987) 362 -367.
- [106] P. Dolan and M.A. Adams, Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for modelling. *Clinical Biomechanics* 16 (1) (2001) 8-16.
- [107] Steinberg, 1983, vibration analysis for electronic equipment.
- [108] Banse X, Devogelaer JP, Munting E, Delloye C, Cornu O, Gryn timer M.(2001) Inhomogeneity of human vertebral cancellous bone: systematic density and structure patterns inside the vertebral body. *Bone*, 28:563–71.
- [109] Brinckmann.P, Biggemann M, Hilweg D.(1989). Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae. *Spine*; 14:606–10.

- [110] Burr, D.B., Forwood, M.R., Fyhrie, D.P., Martin, R.B., Schaffer, M.B., Turner, C.H., 1997. Bone microdamage and skeletal fragility in osteoporotic and stress fractures. *Journal of Bone and Mineral Research* 12, 6–15.
- [111] Carter D R. et Hayes W.C.(1977). The compressive behavior of bone as a two phase porous structure. *J.Bone Jt Surg* .,59-A ,7, 954-962.
- [112] Ettinger. MP,(2003). Aging Bone and Osteoporosis “Strategies for preventing fractures in the elderly”. *Arch Intern Med/Vol* 163, Oct 13,2003.
- [113] Ebbesen EN, Thomsen JS, Beck-Nielsen H, Nepper-Rasmussen HJ, Mosekilde L. (1999). Lumbar vertebral body compressive strength evaluated by dual-energy x-ray absorptiometry, quantitative computed tomography, and ashing. *Bone*;25:713–24.
- [114] Ferguson Stephen J., Thomas, Steffen (2003) Biomechanics of the aging spine *Eur Spine J* 12 (Suppl. 2) : S97-103 DOI 10.1007/s00586-003-0621-0.
- [115] Goldstein, S.A., Goulet, R., and McCubrey,D. (1993). Measurement and significance of three dimensional architecture to the mechanical integrity of trabecular bone, *Calcif Tissue Int* 53(Supl.):S127-S133;
- [116] Guglielmi G, Gluer CC, Majumdar S, Blunt BA, Genant HK. (1995). Current methods and advances in bone densitometry. *Eur Radiol*;5:129– 39.
- [117] G. Baillargeon (1989). Probabilités, Statistique et technique de régression. pp. 280 - 325.
- [118] Hipp, A.A., Rosenberg, A. E., and Hayes, W. C., (1992), Mechanical properties of trabecular bone within and adjacent to osseous metastases, *J. Bone Miner. Res.* 7(10): 1165- 1171.
- [119] Haidekker MA, Andresen R, Werner HJ. (1999). Relationship between structural parameters, bone mineral density and fracture load in lumbar vertebrae, based on high-resolution computed tomography, quantitative computed tomography and compression tests. *Osteoporos Int*; 9:433–40.
- [120] Kopperdahl, D.L., Pearlman, J.L., Keaveny, T.M., 2000. Biomechanical consequences of an isolated overload on the human vertebral body. *Journal of Orthopaedic Research* 18, 685–690.
- [121] Keller TS (1994) Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *J Biomech* 27:1159-1168

- [122] Lafferty J.F., P.V.V. Raju. (1979). The influence of stress frequency on the fatigue strength of cortical bone, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.101 112 113.
- [123] Lochmuller EM, Burklein D, Kuhn V, Glaser C, Muller R, Gluer CC, Eckstein F. (2002). Mechanical strength of the thoracolumbar spine in the elderly: prediction from in situ dual-energy x-ray absorptiometry, quantitative computed tomography (QCT), upper and lower limb peripheral QCT, and quantitative ultrasound. *Bone*; 31:77–84.
- [124] Magnusson M.L. and M.H.Pope. (1998). Developpement of a protocol for epidemiological studies of whole – body vibration and Musculoskeletal disorders of the lower Back, *Journal of sound an vibration*, 215(4) , 643 – 651.
- [125] Melton L J 3rd, Khosla S, Atkinson EJ, Oconnor MK, Ofallon WM, Riggs BL. (2000). Cross-sectional versus longitudinal evaluation of bone loss in men and women. *Osteoporos Int*; 11:592–9.
- [126] McCalden, R. W., McGeough, J. A., and Court – Brown, C.M., (1997), Age – related changes in the compressive strength of cancellous bone: The relative importance of changes in density and trabecular architecture, *J. Bone Joint Surg. 79A (3)*: 421-427.
- [127] Myers, E.R., Wilson, S.E., 1997. Biomechanics of osteoporosis and vertebral fracture. *Spine* 22, 25S–31S.
- [128] Mosekilde L, (1993), vertebral structure and strength in vivo and in vitro. *Calcif Tissue Int* 53(suppl 1): S121-S125.
- [129] Pugh, J.W., Radin, E.L., and Rose, R.M., (1974), Quantitative studies of human subchondral cancellous bone: Its relationship to the state of its overling cartilage, *J.Bone Joint Surg. 56A (2)*313-321.
- [130] Sandover J.; The fatigue approche to vibration and Health: it is a practical and viable way of predicting the effects on people? *Journal of sound and vibration* (1998) 215 (4) 699- 721.
- [131] Silva M.J. and L.J.Gibson.(1997). Modelling the mechanical behavior of vertebral trabecular bone: effects of age _related changes in Microstructure, *Bone*, Vol 21, No2, pp. 191-199.
- [132] Snyder, B.D., Piazza, S., and Hayes,W,C. (1993)., Role of trabcular morphology in the etiology of age – related vertebral fracture. *Calcif Tissue Int* 53 (Sppl.):S14-S22.
- [133] Wenzel TE, Schaffler MB, Fyhrie DP.(1996). In vivo trabecular microcracks in human vertebral bone. *Bone*; 19: 89 –95.

- [134] M.H. Pope and T.H. Hansson, Vibration of the spine and low Back pain. *Clinical Orthopedics and Related Research* 279 (1992) 49-59.
- [135] D. Vashishth, J. Koontz, S.J. Qiu, D. Lundin- Cannon, Y.N. Yeni, M.B. Schaffler, D.P. Fyhrie, In vivo diffuse damage in human vertebral cancellous bone. *Bone* 26 (2000) 147-152.
- [136] H. Dupuis and G. Zerlett, Acute effects of mechanical vibration, the effects of whole-body vibration. Springer, Berlin Heidelberg (1986) 12-86.
- [137] International Organization for Standardization ISO 5982, Mechanical vibration and shock, Range of idealized values to seated-body biodynamic response under vertical vibration, Edition 2, 2001, 24 p.
- [138] O. Izambert, D. Mitton, M. Thourot, and F. Lavaste, Dynamic stiffness and damping of human intervertebral disc using axial oscillatory displacement under a free mass system. *Euro Spine* 12 (2003) 562-566.
- [139] W.Z. Kong and V.K. Goel, Ability of the finite element models to predict response of human spine to sinusoidal vertical vibration. *Spine* 28 (17) (2003) 1961-1967.
- [140] D.N. Joanes, Dynamic compressive properties of human lumbar intervertebral joints: a compression between fresh and thawed specimens. *Journal of Biomechanics* 21 (5) (1988) 425- 433.
- [141] T. Sonoda, Studies on the strength for compression, tension and torsion of human vertebral column. *Journal of Biomechanics*, Kyoto Prefectural University of Medicine 71 (1962) 659-702.
- [142] J.B. Morrison, D.G. Robinson, J.J. Nicol, G. Roddan, S.H. Martin, M.J.N. Springer, B.J. Cameron and J.P. Albano, A biomechanical approach to evaluating the health effects of repeated mechanical shocks. Research and Technology Organization the human factor and medicine panel (24) (1998) 1-8.
- [143] Li-Xin Guo and Ee-Chon Teo, Prediction of the modal characteristics of the human spine at resonant frequency using finite element models. *Journal of Engineering in Medicine, Proc.IMEch* 219 (H) (2005) 230-241.
- [144] B. Hinz, R. Bluethner, G. Menzel, H. Seidel, Estimation of disc compression during transient whole-body vibration. *Clinical Biomechanics* 9 (4) (1993) 263-271.
- [145] S.Ruth, F. Allan, P. Randal, Effect of loading rate on endplate and vertebral body strength in human vertebrae. *Journal of Biomechanics* 36 (2003) 1875- 1881.

- [146] R. Carter and E. Caler William, Uniaxial fatigue of human cortical bone the influence of tissue physical characteristics. *Journal of Biomechanics* 14 (1981) 461-470.
- [147] R.R. Coermann, The mechanical impedance of the human body in sitting and standing position at low frequencies. *Human Factors* (1962)227-253.
- [148] Wayne Z, Goel V (2003) Ability of the finite element models to predict response of human spine to sinusoidal vertical vibration. *Spine*, 28 (17), 1961-1967.
- [149] Diffrient N, Tilley A.R, Bardagjy J.C (1974) *Humanscale 1/2/3*. Cambridge, MIT Press.
- [150] Grandjean E (1980) Sitting posture of car drivers from the point of view of ergonomics. in Osborne, D.J., and Levis, J.A. (Eds.): *Human Factors in Transport Research* London Academic Press, 2. 205-213.
- [151] Guillon F and El-Khatib A (1999) Two new tables concerning the professional diseases about the adverse health effects on lumbar spine (in french). *Revue Médecine* 58, 17-22.
- [152] Kjellberg, A., Wilkstrom, B-O. and Landstrom, U.(1994) "Injuries and other adverse effects of occupational exposure to whole- body vibration – A review for criteria documentation" Swedish National Institute of occupational Health, Rapport 1994:41.
- [153] Gallagher S., Marras W.S., Litsky A.S., Burr. D., 2006. An exploratory study of loading and morphometric factors associated with specific failure modes in fatigue testing of lumbar motion segments. *Clinical Biomechanics* 21 – 228-234.
- [154] White AA, Panjabi MM. *Clinical biomechanics of the spine*. Philadelphia: Lippincott, 1978.
- [155] Jager M., Luttmann A. and Lorig W., 1991. Lumbar load during one-handed bricklaying. *International journal of industrial ergonomics* 8. 261 –277.
- [156] Sandover J. (1998) The fatigue approach to vibration and health: it is a practical and viable way of predicting the effects on people, *Journal of Sound and Vibration* 215 (4), 699-721.
- [157] Parfitt A.M. (1993). Bone Age, Mineral Density, and Fatigue Damage. *Calcif tissue Int* 53 (Suppl1):S82-S86.
- [158] Hardy WG, Lissner HR, Webster JE, Gurdjian ES. Repeated loading tests of the lumbar spine. *Surgical Forum* 1958; 9:690.

- [159] Liu YK., Njus G., Buckwalter J., 1983. Fatigue response of lumbar intervertebral joints under axial cyclic loading. *Spine* 8 (8): 857-865.
- [160] Pattin, C.A., Caler, W.E. and Carter, D.R., 'Cyclic mechanical property degradation during fatigue loading of cortical bone', *J. Biomech.* 29(1) (1996) 69–79.
- [161] Griffin, L., et al., 'Model of flexural fatigue damage accumulation for cortical bone', *J. Orthopedic Res.* 15 (1997) 607–614.
- [162] Taylor, M., 'A combined finite element method and continuum damage mechanics approach to simulate the in vitro fatigue behavior of human cortical bone', *J. Mater. Sci.: Mater. Med.* 10(12) (1999) 841–846.
- [163] Guo, X.-D.E., et al., 'Finite element modeling of damage accumulation in trabecular bone under cyclic loading', *J. Biomech.* 27(2) (1993) 145–155.
- [164] Taylor, M., Cotton J., and Zioupos P., 'Finite element Simulation of the fatigue behaviour of cancellous bone', *Journal Meccanica* 37: 419-429, 2002.
- [165] Kong W.Z. and Goel V.K., (2003) Ability of the finite element models to predict response of human spine to sinusoidal vertical vibration. *Spine* 28 (17) 1961-1967.
- [166] Haddock S.M., Oscar C.Yeh, Praveen V. Mummaneni, William S. Rosenberg, Tony M. Keaveny (2004), behavior of trabecular bone across site and species. *Journal of Biomechanics* 37, 181-187.
- [167] G. Bellucci and B. B. Seedhom (2002). Tensile fatigue behaviour of articular cartilage. *Journal Biorheology* 39, 193-199.
- [168] Weighman.B. (1976). Tensile fatigue of human articular cartilage. *Journal of Biomechanics* Vol.9, pp 193- 200.
- [169] Pidaparti. R.M., Wang Q.Y. and Burr. D.B. (2001), Modeling fatigue damage evolution in bone; *Bio-Medical Materials and Engineering* 11, 69–78.

ANNEXE I

ARTICLE PUBLIÉ DANS JI-IRI, 2008 DEVELOPMENT OF AN INJURY RISK FACTOR FOR DRIVERS

Ayari H., Thomas M., Doré S.

École de Technologie Supérieure, 1100 Notre-Dame Ouest,
Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

Abstract

The main objective of this research is to present a detailed method to numerically estimate the dynamic stresses and the risk of adverse health effects to which professional drivers are particularly prone. A parametric finite element model of the lumbar vertebrae has been generated to compute the dynamic stresses and the risk of fracture under harmonic excitations. An injury risk factor (IRF) has been developed. A design of experiments has been conducted by using the IRF as the dependent variable and by considering the posture, the body type, the apparent bone density, the damping rate, the body weight and the acceleration level as independent variables. The design of experiment is based on 972 numerical simulations. In this study, the effect of ageing is considered as representing a decrease of the apparent density of vertebral cancellous bones and of the damping rate of intervertebral disks. It was shown that the IRF increases with ageing and an IRF of 30% has been found a threshold for mechanical fatigue purpose. The results show that the drivers with a low density (0.1 g/cm^3), a low damping rate (10 %) and a heavy weight (98 kg) present a high probability of injury. These characteristics can be met among old drivers. An acceleration amplitude of 2 m/s^2 has been found has a threshold if we want to avoid any risk of injury whatever the driver, his weight, bone structure and age.

Résumé

L'objectif de cette étude est de présenter une méthode numérique pour estimer les contraintes dynamiques et leurs effets sur la santé des conducteurs professionnels. Un modèle paramétrique de la colonne vertébrale a été généré afin de calculer les contraintes et le risque de fracture sous l'effet d'une excitation harmonique. Un facteur de risque au dommage (FRD) en a résulté. Fondé sur les résultats numériques, un plan d'expérience a été mené avec le FRD comme variable dépendante. La posture, la corpulence, la densité apparente de l'os spongieux, l'aire des vertèbres, le taux d'amortissement du disque intervertébral, le poids des individus ainsi que l'amplitude de l'accélération du siège à la résonance des vertèbres ont été considérés comme variables indépendantes. Le plan d'expériences a compris 972 simulations. L'effet de l'âge a été considéré comme représentant une diminution de la densité

osseuse et du taux d'amortissement des disques intervertébraux. Une limite de 30% du FRD a été considérée comme critique afin de considérer l'effet de fatigue à long terme. L'effet de la densité osseuse, de l'amortissement et du poids a été mis en évidence. Les personnes ayant une faible densité (0.1 g/cm^3), un faible taux d'amortissement (10%) et un poids lourd (98 kg) présentent une forte probabilité de dommage. On retrouve ces caractéristiques parmi les personnes âgées. Une amplitude d'accélération de 2 m/s^2 a été trouvée comme une limite à ne pas dépasser pour éviter tout risque de dommage.

Keywords: Adverse health effect, Whole body vibration, Spinal loading, Ageing, Posture, Design of experiments.

1. Introduction

Long term whole body vibrations (WBV) may damage the lumbar spine, especially the three lower vertebrae (L3-L5) [1, 2]. Several bibliographical reviews published over the past 15 years show a higher occurrence of low back disorders among populations exposed to dynamic loading, such as heavy equipment drivers, than in the general population [3]. The vibratory response of structural components of the lumbar spine and consequently the risk of adverse health effects vary considerably based upon numerous factors [4]. Among the factors influencing the vibratory response are the posture [5], the amount and distribution of the bone mineral content [6, 7], the size of the vertebral bodies and discs [8], the degree of the disc degeneration [9] and the body weight. However, few numerical studies establish a relation between the dynamic stresses and the acceleration at the seat on which drivers are seated [10-11]. Most of these models are not designed to easily observe the effect of inter-individual variations (posture, bone structure, and body weight). On the other hand, the experimental study developed by Seidel et al. (1998) [12], allowed for the assessment of a relationship between the forces and the acceleration at the seat by considering posture and the bone structure. Thomas et al. (2004) [13] have studied the long term adverse health effect for drivers exposed to harmonic and random vibrations. However, these models of the lumbar spine were based on an analytical method. A more sophisticated numerical model is required to refine the results.

The paper is aimed at the elucidation of exposure response relationships in order to derive quantitative relations for the assessment of the injury risk of fracture due to WBV. A design of experiments was conducted in order to study the effects of the following parameters: driving posture, body weight, acceleration, bone structure (robust, intermediary or frail), apparent density and damping rate. In this study, ageing is represented by a decrease of the apparent density of the vertebral cancellous bones and damping rate of intervertebral disks.

2. Materials and methods

2.1. Dynamic stresses

The dynamic behaviour of the vertebral bone may depend on several variables. In this study, we considered the principal following parameters: posture (θ), body weight (M), acceleration level ($A(f)$) at the natural frequency f , bone structure (S), damping rate (ξ) and apparent density (ρ) of lumbar vertebrae. If all these variables are assumed to be independent and quantifiable, the dynamic stress σ_{dyn} may be expressed as:

$$\sigma_{dyn} = F(A(f), M, S, \xi, \theta, f) \quad (A1.1)$$

By modeling the lumbar spine as a one degree of freedom (DOF), the compressive dynamic stress may be calculated from the transmitted force [13]. By applying a random signal that excites the natural frequency and by considering the bone structure and the posture angle, the compressive dynamic stress can be expressed in the following form:

$$\sigma_{dyn} = B \frac{\sqrt{1 + (2\xi)^2}}{2\xi} \frac{A(f) * M}{S} \cos(\theta) \quad (A1.2)$$

where:

- M is the equivalent mass,
- $A(f)$ the applied acceleration amplitude to the seat at the natural frequency of vertebrae (f),
- S the average cross-section of disc,
- θ the posture angle and
- ξ the damping rate.
- B is a statistical constant.

2.2. Injury risk factor IRF

In this study, a nonlinear model for predicting the adverse health risk has been developed. This model is based on the assumption that the vibratory response of lumbar spine may be represented as a one degree of freedom model (DOF) as suggested by Coermann (1962) [14] and Griffin (1990) [15]. These simplified models were derived in order to satisfy mechanical impedance (or apparent mass) data. A Dynamic Response Index (DRI) model was initially defined in order to express the relative severity of vibrations, more particularly to shocks [15].

By assuming that the risk of adverse health is relative to the ratio of the applied stress to the ultimate stress, a new injury risk factor (IRF) has been developed:

$$IRF = 100 * \frac{(\sigma_{dyn} + \sigma_{stat})}{\sigma_u} \quad (A1.3)$$

σ_{stat} is the compressive static stress as computed by our numerical model and σ_u , estimated from literature as $41.668 \rho^{1.9}$ [16-19], is the ultimate stress of the vertebrae. The ultimate stress of the cancellous bone has been considered because it represents 90% of the vertebrae volume.

By introducing equation (A1.2) into (A1.3), the following relationship has been obtained:

$$IRF(\%) = (B1 + B2 * \frac{\sqrt{1 + (2\xi)^2}}{2\xi} A * M \cos(\theta)) \frac{1}{S * \rho^{1.9}} \quad (A1.4)$$

where B1 and B2 are constants to be extracted from the design of experiments.

2.3 Finite element model

A parametric model of the vertebrae (L1/L5) was developed in order to study the effects of posture (kyphosis, lordosis and neutral posture), bone structure (intermediate, frail and robust), body weight, degree of degeneration represented by the damping coefficient, acceleration and apparent density of cancellous bone on the injury risk factor. The parametric finite element model of the lumbar spine (L1-L5) was generated in a CAD software application by considering the parametric equations describing the shape of a vertebra and an intervertebral disc as established by Lavaste et al. (1992) [20] and the morphometric dimensions measured on various vertebral bodies by Berry et al. (1987) [21]. Figure A1.1 illustrates the main parameters of lumbar vertebrae.

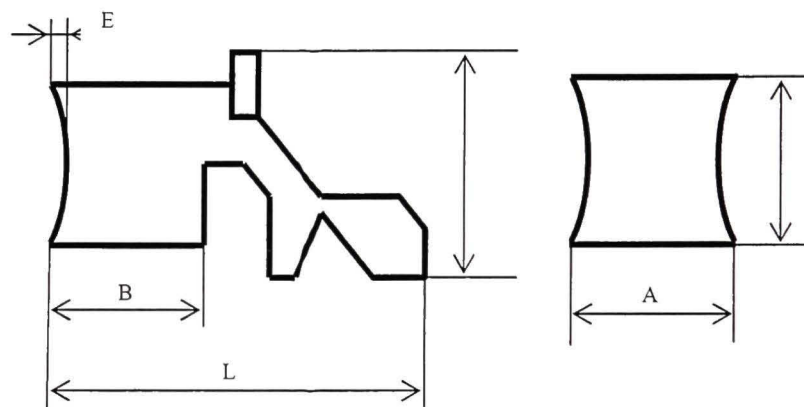


Figure A1.1 main parameters of lumbar vertebrae.

The main advantage for using a parametric model is the facility with which different human morphologies can be studied. This parametric dynamic model presents the advantage of simulating any condition of seated posture as well as the different geometrical variations. Three morphologies (frail, intermediate and robust body) have been studied by varying the cross section of the disk and vertebral body and keeping the same scale. This parametric model allows to study the effect of the sitting posture (kyphosis posture $\theta \leq 5^\circ$, lordosis posture $\theta \geq 25^\circ$ and average posture $\theta \approx 15^\circ$), the bone structure and the body mass on the

mechanical behaviour of spine exposed to whole body vibration. FigureA1.2 illustrates curves of the lumbar spine.

Each model of the vertebrae is composed of 33 structures (annulus, nucleus, endplate, cortical shell and cancellous bone) and 54 contact zones were inserted between the bodies. The contacts were modeled with contact elements (Ansys Target 170 with 8-node, and Conta 174 with 8-node). The volumes in each model were meshed separately with their meshing parameters. Accordingly with the geometrical complexity of the spine, the finite element mesh has to be fairly fine. The cortical shell, the posterior elements, the cancellous bone and the endplates were meshed by using 3D tetrahedral elements with 10 nodes (Ansys software: Solid 187). This type of element was selected because it allows a good interpolation of external geometry. The non homogeneous structure of the intervertebral disc was taken into account. The annulus fibrosus was modeled as a composite material. The nucleus pulposus was modeled by using volumic elements with a Poisson coefficient of 0.499.

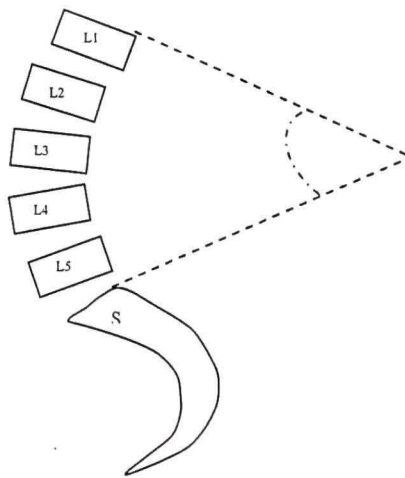


Figure A1.2 Curves of the lumbar spine.

In vivo, relative motion between posterior elements is assured by articular cartilages. A very low coefficient of friction has been applied to model the relative motion of cartilaginous structures. The contact element used for modelling the connection between the posterior

elements has been chosen as 'frictionless' type. Springs of low rigidity were added to the contact element model in order to insure continuity. The total number of elements for the whole model is about 36500 and the number of nodes is 83808. The meshing of the total vertebrae and the contacts of "frictionless" type between apophyses are shown in Figure A1.3.

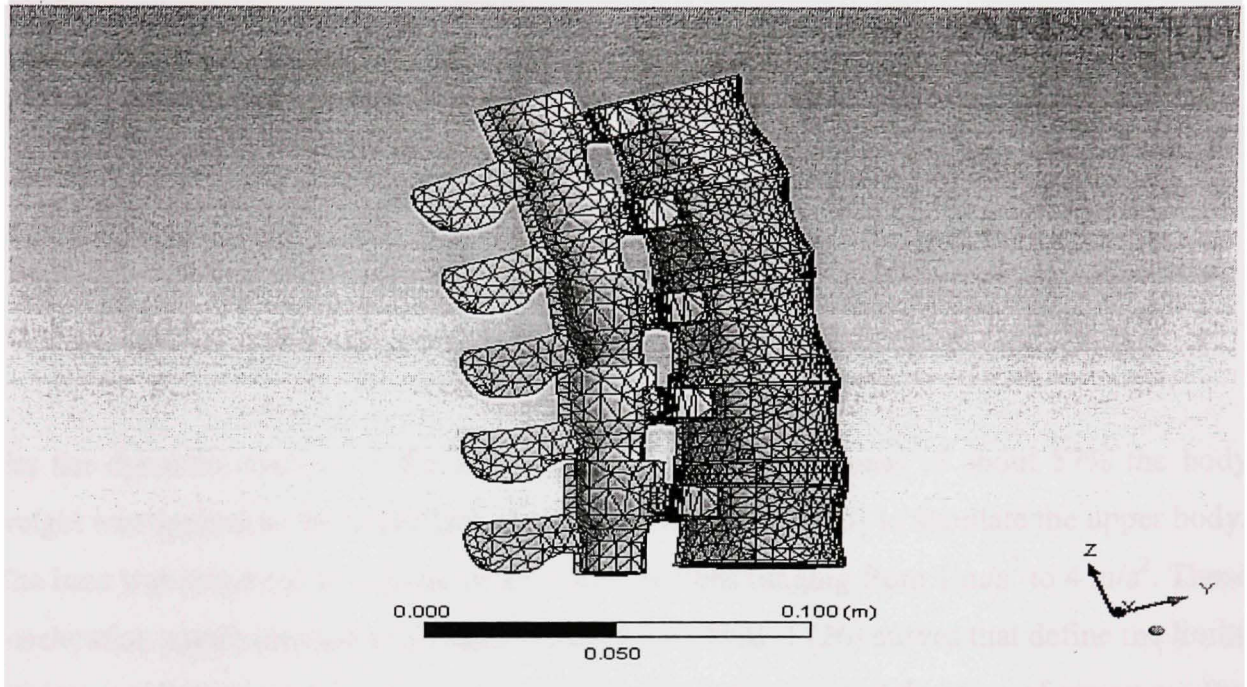


Figure A1.3 FE models of the Lumbar spine.

Once the vertebrae model has been generated, the dynamic analyses may be carried out on the model through the finite element method. The mechanical properties of the various elements (cortical shell, cancellous bone, posterior elements and cartilaginous endplates, intervertebral disc) forming the vertebral body were deduced from literature [20, 23, 24, 25]. The material properties are given in Table A1.1.

Table A1.1 Material properties

<i>Material</i>	<i>Element type</i>	<i>Elastic Modulus (Mpa)</i>	<i>Poisson's Ratio</i>
Cortical bone	volumic	12000	0.3
Posterior elements	volumic	1000	0.25
Cancellous bones	volumic	100	0.2
Cartilaginous end plates	volumic	24	0.4
Annulus fibres	volumic	500	0.3
Annulus matrix	volumic	4.2	0.45
Nucleus	volumic	1.3	0.499

For the dynamic analysis of the lumbar spine, a distributed mass of about 57% the body weight was applied to the upper face of the vertebrae [13, 24, 25] to simulate the upper body. The base was subjected to various vertical accelerations ranging from 1 m/s² to 4 m/s². These acceleration amplitudes were extracted from the ISO 2631-1 [26] curves that define the limits of exposure in vertical acceleration according to the frequency and duration of exposure. The viscous damping rate depends on the level of degeneration of the intervertebral disc (grade of the disc) and muscle activity [23]. The stress responses were evaluated by considering a viscous damping rate of 10%, 20% and 30% as determined from experimentation by Kasra et al. (1992) [24, 25].

2.4. Limits of Injury Risk Factor (IRF)

Based on experimental data, Seidel et al [12] estimated that a stress ratio of 20% normalised with the ultimate stress could be regarded as an endurance limit to avoid any risk of damage by fatigue. However, Brinckmann et al. (1988) [27] argued that a stress ratio of 30% normalised with the ultimate stress could be regarded as an endurance limit for in vivo exposure. Consequently, the threshold of 30% has been assumed as a limit for avoiding any

risk of fatigue after long duration of exposure to dynamic excitations as it is usual in mechanical fatigue problems. This IRF level of 30% could be considered as representing a moderate probability of injury.

Therefore, we have considered in this study the following criteria for IRF:

- If $IRF < 30\%$, a driver will have a low probability of injury;
- If $30\% < IRF < 50\%$, a driver will have a moderate probability of injury;
- If $IRF > 50\%$, a driver will have a high probability of injury.

2.5. Numerical simulations protocol

In order to study the effects of parameters appearing in equation (4) on the injury risk factor IRF, a numerical design of experiments was conducted. A full factorial design was selected to allow all interactions between the independent variables to be effectively investigated.

Nine geometrical models of the vertebrae were generated (3×3) for the design of experiments: three postures (lordosis, flexed and intermediate) and three bone structures (frail, intermediate and robust body), by varying the cross section of the disk and vertebral body and keeping the same scale. The levels for each factor were extracted from literature:

- The acceleration amplitudes were extracted from the ISO 2631-1 curves [26]. In this study, four levels were considered. Levels of the applied accelerations were 1, 2, 3.15 and 4 m/s^2 .
- Since the density is depending from the ageing, three levels of the vertebral apparent density, ranging from 0.1 g/cm^3 to a maximum value of 0.3 g/cm^3 [16-19], with an intermediate value of 0.2 g/cm^3 were considered.
- Three levels of body weight were chosen (heavy: 98 kg), intermediate: 75 Kg and light: 55 kg).
- In sitting posture, three critical levels of posture angle were chosen as determined by Dolan and Adams (2001) [22]: the kyphosis posture, the lordosis posture and the intermediate posture.

- Three levels of the cross sectional areas (S) were considered. The cross sectional areas (S) at the L3-L4 represent the bone structure (frail, intermediate or robust body). The same parameter (S) was used by Seidel et al, (1998) [12].
- The damping rate depends on the degree of degeneration of the intervertebral disc and consequently from the ageing. Three limit levels of the damping rate were considered [23, 24, 25]. Levels of the damping rate were 10%, 20% and 30%.

Table A1.2 establishes the values taken for each factor. The total number of numerical simulations is 972.

Table A1.2 Independent variables

Variables	Levels			
	1	2	3	4
Acceleration A (m/s^2)	1	2	3.15	4
Apparent density ρ (g/cm^3)	0.1	0.2	0.3	
Body weight M (Kg)	55	75	98	
Posture angle θ°	5	15	25	
Cross sectional area L3-4, S (mm^2)	1200	1500	1800	
Damping rate ξ (%)	10	20	30	

3. Results

3.1. ANOVA analysis

Analysis of variance (ANOVA) was applied to investigate the main effects of the independent variables, together with their two-level interaction effects on IRF. The software Statgraphics was used to make the statistical analysis and to carry out the variance analysis (method ANOVA). For the Anova analysis, we selected the p-value at 0.01 level that

indicates a 99% confidence level and the calculated Fisher-ratio for testing the significance of the main effects and two-level interaction effects. The computer ANOVA output and the calculated F ratios with their p-value are shown in Table 3 for each significant effect. The ANOVA table decomposes the variability of IRF into contributions due to various factors (Table A1.3).

Table A1.3 Anova analysis

Source	F-Ratio	P-Value
Main effects		
apparent density : ρ	11982,02	0,0000
Body weight :M	1207,69	0,0000
Damping rate : ξ	822,13	0,0000
Acceleration : A	513,18	0,0000
Cross sectional area S	435,92	0,0000
Posture angle : θ	46,25	0,0000
Interactions		
M* ρ	409,86	0,0000
ξ * ρ	270,18	0,0000
A * ρ	173,98	0,0000
S* ρ	148,11	0,0000
M* ξ	64,60	0,0000
A* ξ	61,33	0,0000
A*M	22,86	0,0000
M*S	21,95	0,0000
Θ * ρ	15,69	0,0000

The contribution of each factor is measured having removed the effects of all other factors. Since 12 P-values are less than 0.01, these factors have a statistically significant effect on IRF at the 99.0% confidence level.

Only the significant effects are shown and they are classified from the most significant to the lesser one. In this study, we have chosen a Fisher ratio of 15 as a threshold and we will describe the 9 most important interactions on IRF. The analysis showed that the osseous density has an effect definitely higher than all the other factors on the injury risk of fracture.

3.2 Interaction analysis on damage injury risk factor IRF

The effects of interactions implying the density and body weight are definitely higher than the others on the injury risk factor. The risk of adverse health increases with body weight and when density decreases. This effect is critical for the adverse health when density is very low, whatever the mass. Figure A1.4 shows the interactions between these two variables. This probability of injury becomes moderate for drivers with a high weight and a density of 0.2 g/cm^3 .

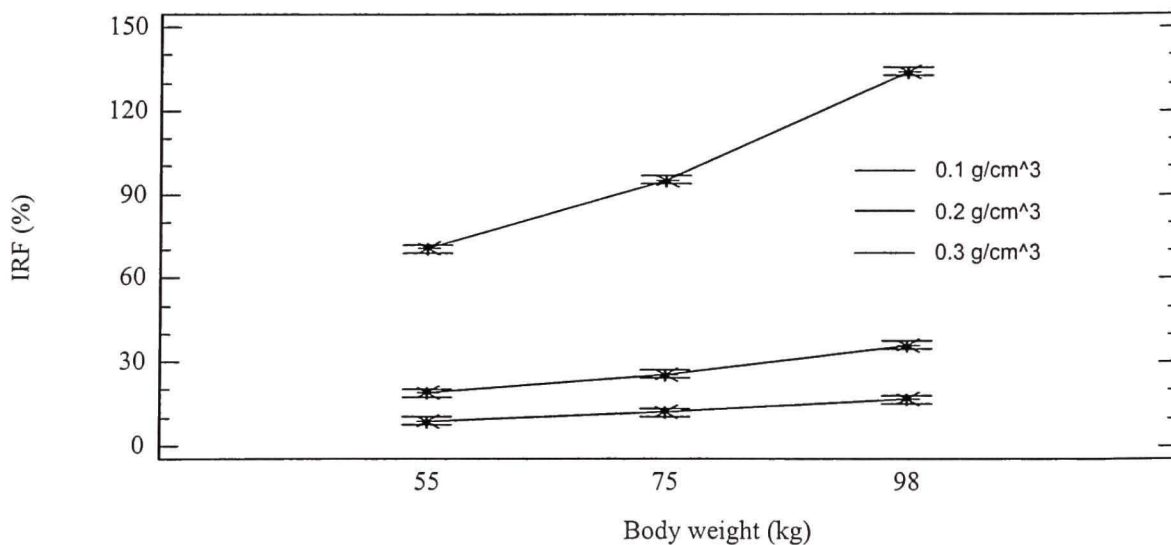


Figure A1.4 Interaction of mass and density on IRF.

The damping rate and density is the second significant interaction in importance (Figure A1.5). It is shown that the risk of adverse health effect decreases with the increase of density and damping rate.

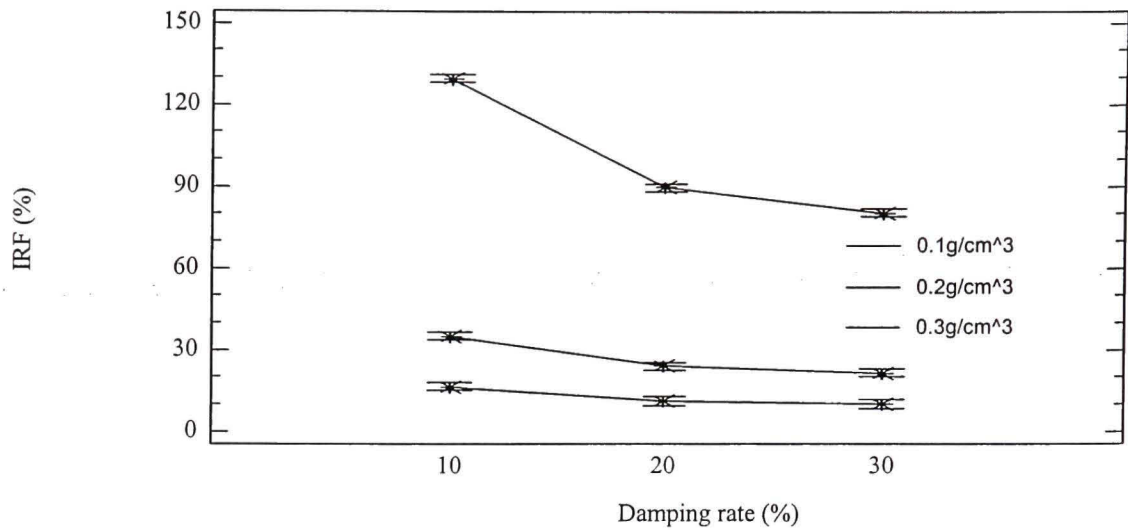


Figure A1.5 Interaction of density and damping on IRF.

If the osseous density is low 0.1 g/cm^3 , we observed a high probability of fracture whatever the damping. If it is high (0.3 g/cm^3), there is a low probability of fracture. The probability of fracture becomes moderate for drivers with a density of 0.2 g/cm^3 and a very low damping (10%).

The third effect is the interaction between the acceleration amplitude and the density (Figure A1.6). The risk of adverse effect increases with acceleration amplitude and decrease of density. The drivers with a very low density (0.3 g/cm^3) present a high probability of fracture. If it is high (0.3 g/cm^3), there is a low probability of fracture. The probability of fracture becomes moderate for drivers with a density of 0.2 g/cm^3 exposed to vibration amplitude greater than 3 m/s^2 .

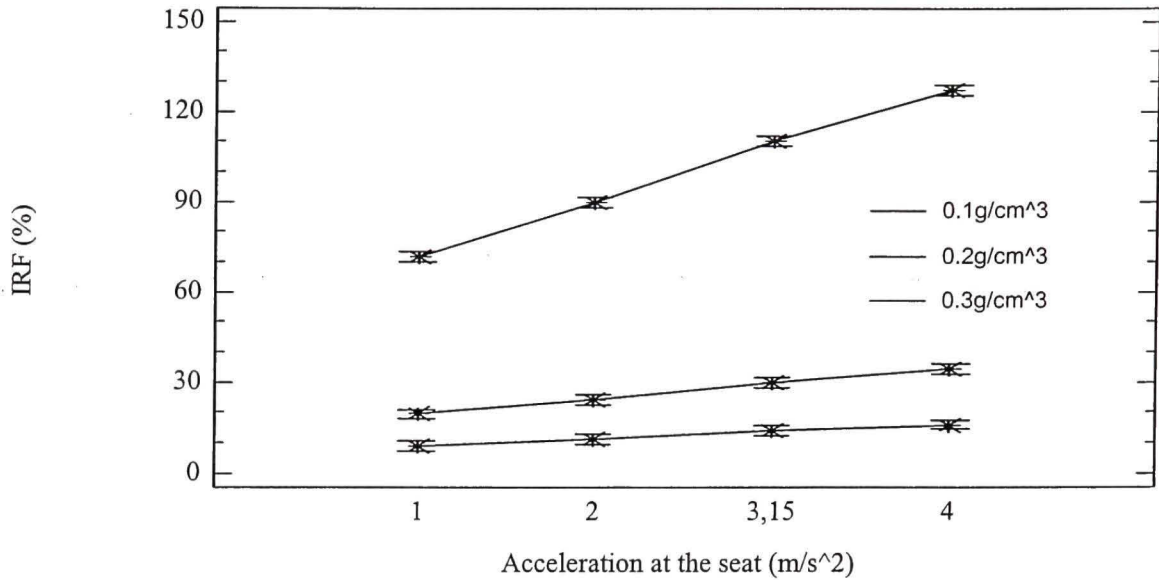


Figure A1.6 Interaction of acceleration and density on IRF.

The fourth interaction in importance is the effect of area (bone structure) and density on IRF (Figure A1.7). The risk of adverse health effect increases with a decrease of the lumbar area and with density. The probability of injury is high for drivers with a very low density.

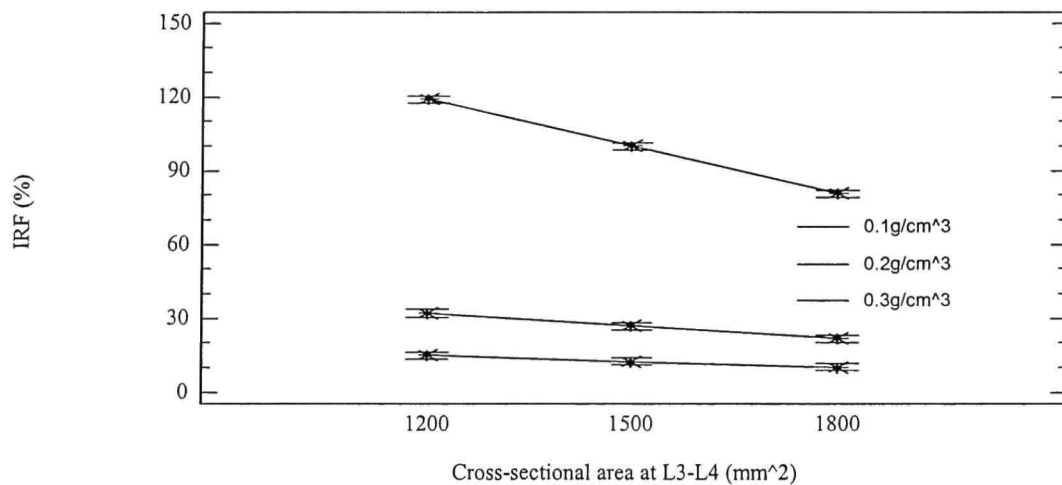


Figure A1.7 Interaction of area and density on IRF.

If we consider a level of IRF of 50 % as critical and 30% as a moderate probability of injury, it can be concluded from figures 4 to 7 that a density of 0.2 g/cm^3 can be considered as threshold. A lower density is critical for the adverse health, whatever the mass, the lumbar area, the damping rate or the acceleration level. The 0.1 g/cm^3 , 0.2 g/cm^3 , 0.3 g/cm^3 levels of density correspond to persons of 65, 45 and 25 years old respectively [16 - 19]. This study puts in evidence that the risk of fracture increases significantly for older persons.

The effects of the interactions implicating the damping rate and acceleration at the seat or body weight have also an effect significant on the injury risk factor.

Figure A1.8 describes the interaction between the body weight and damping on IRF. The risk of adverse health increases with mass and with a decrease of damping. The probability of injury is moderate for drivers with damping rates greater than 10%. The probability of injury becomes high for drivers with weight greater than 75 kg and a low damping rate (10%).

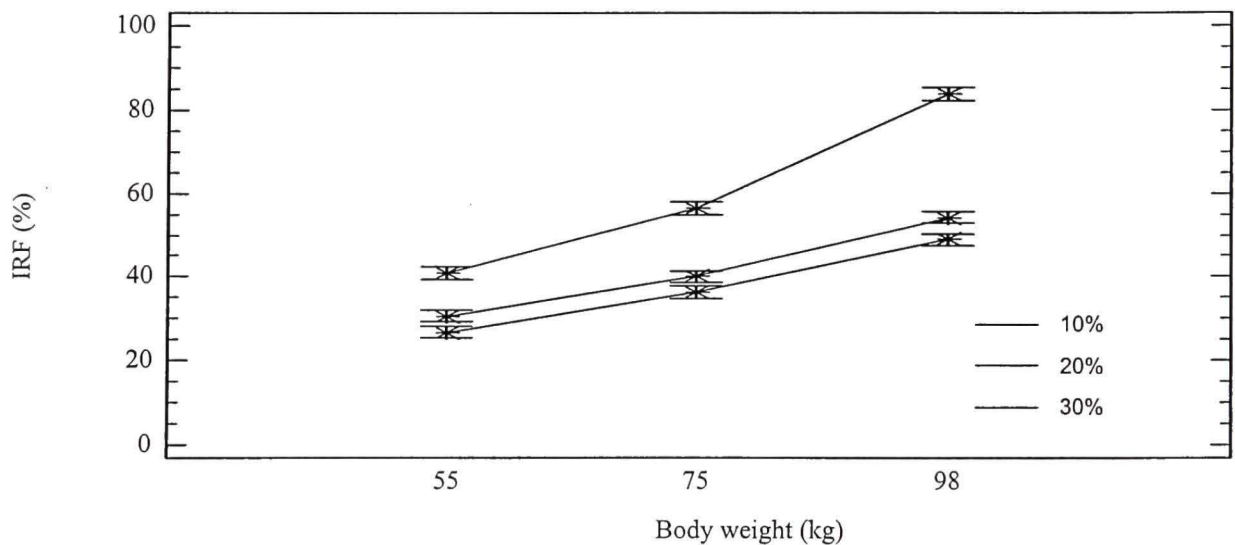


Figure A1.8 Interaction between mass and damping on IRF.

Figure A1.9 describes the interaction between the acceleration level and the damping. As expected, it is shown that the IRF increases with acceleration and decrease of damping. This effect is more pronounced for a low damping.

If we consider an IRF of 30% as a threshold for a moderate probability of injury and 50% for a high probability, this result shows that old drivers with a low damping present a risk from moderate to high and that the others present a moderate risk of Injury. The acceleration amplitude must be maintained to levels lower than 2 m/s^2 for old drivers.

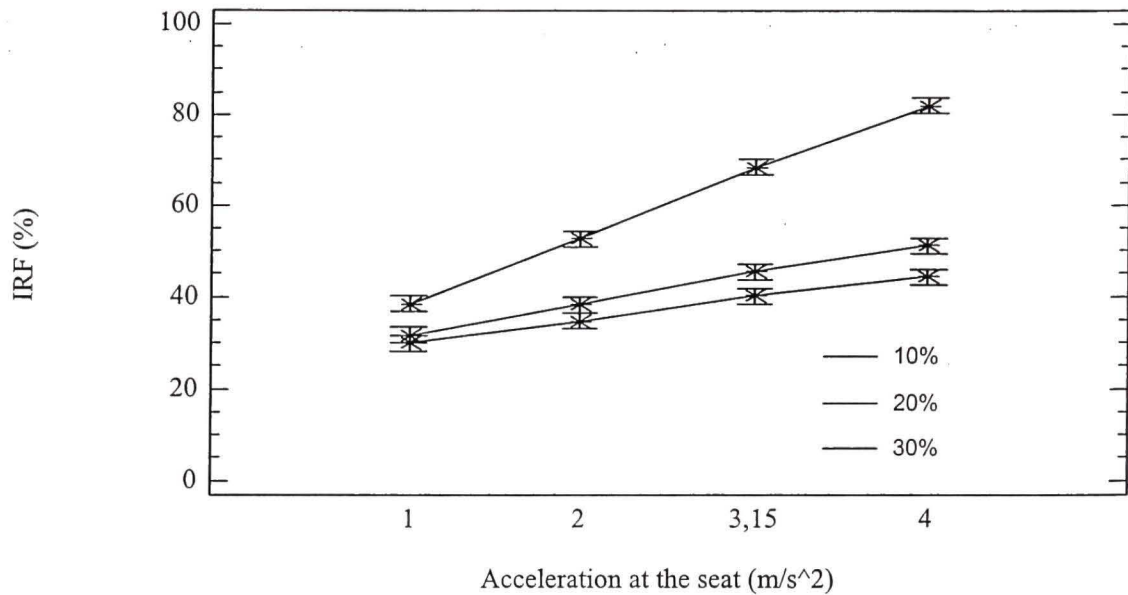


Figure A1.9 Interaction of acceleration and damping on IRF.

As seen previously, the risk of adverse health increases with the weight (Figure A1.10).

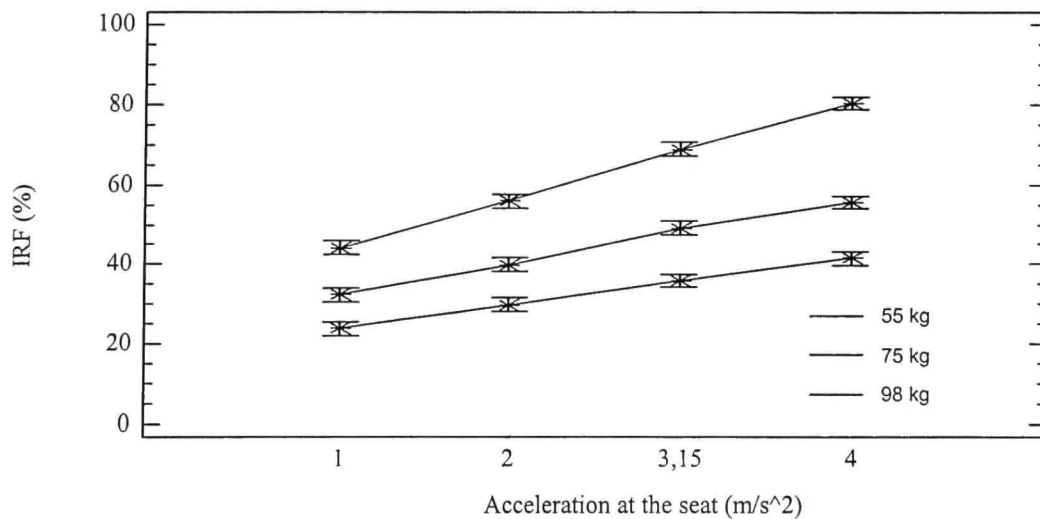


Figure A1.10 Interactions between acceleration and weight.

Very heavy drivers are subject to a high probability of injury if the acceleration amplitude is greater than 1.5 m/s^2 . The drivers with a medium weight have a moderate probability of injury and the drivers with a light body weight, a low probability of injury for acceleration amplitudes lower than 2 m/s^2 .

The effects of body weight and bone structure (area) on IRF are shown in Figure A1.11. The risk of adverse health effect increases with the body weight and with a decrease of the lumbar area. The drivers with a high weight (98 kg) present a high probability of injury.

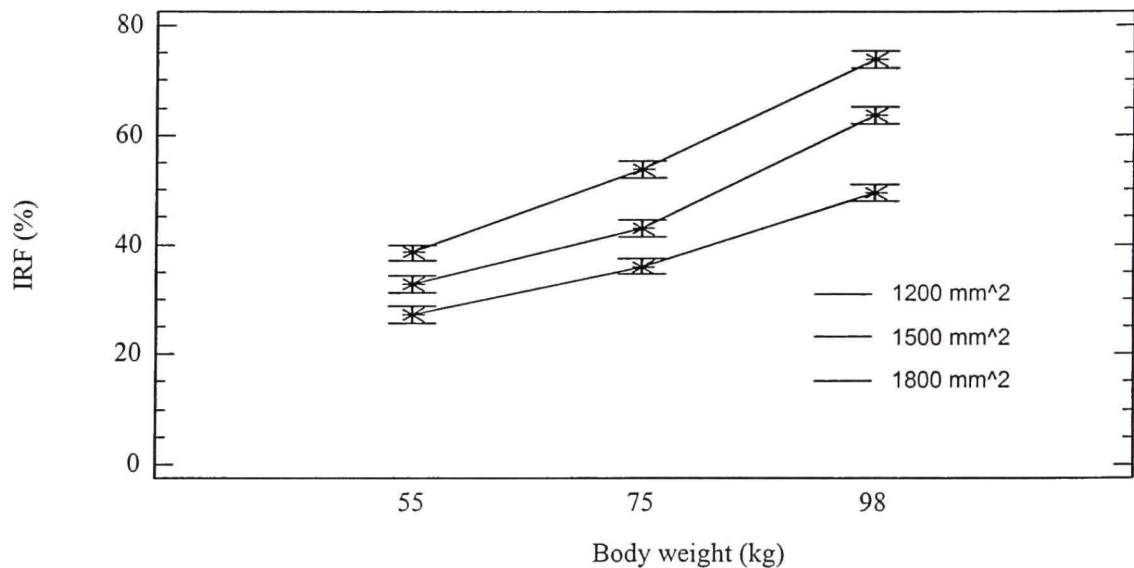


Figure A1.11 Interaction between weight and area.

At a lower level of significance, Figure A1.12 demonstrates the effect of posture. For a high density, posture has no effect on IRF.

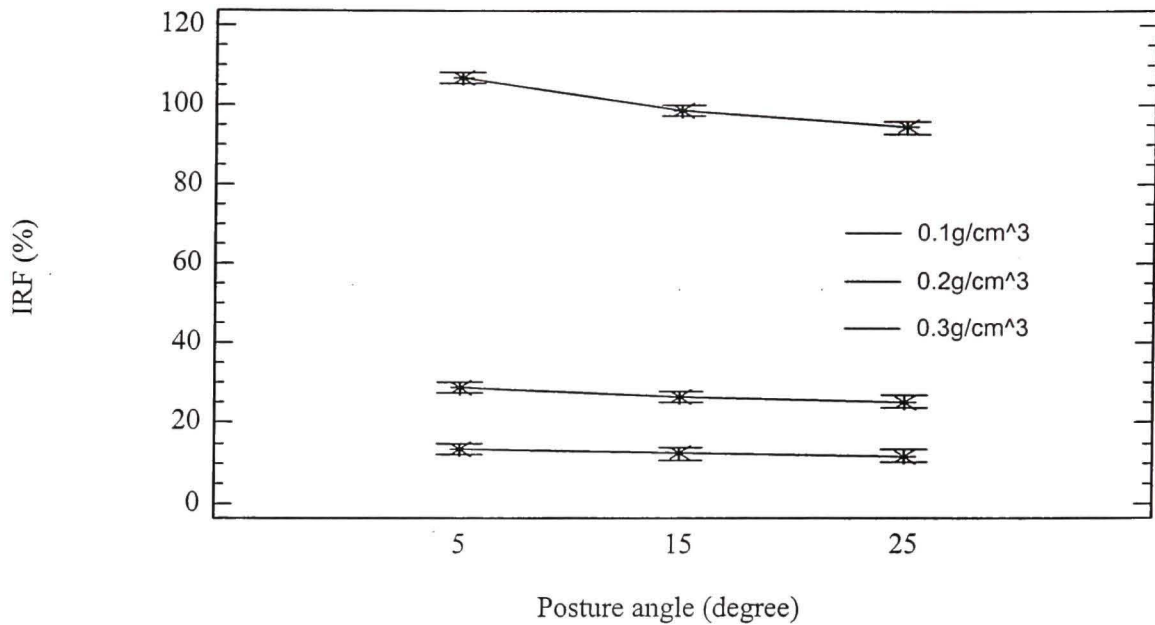


Figure A1.12 Interaction of posture and damping on IRF.

4. Discussion

By performing a non-linear regression analysis on parameters, a model describing the relationship between IRF and the independent variables has been obtained. The equation (A1.4) of the fitted model becomes:

$$IRF(\%) = \frac{1}{S * \rho^{1.9}} \left(715.106 + 1.75 \frac{\sqrt{1 + (2\xi)^2}}{2\xi} A * M * \cos(\theta) \right) \text{ with } R^2 = 95.7\% \quad (A1.5)$$

The adjusted R-Squared statistic, which is more suitable for comparing models with different numbers of independent variables, indicates that this model explains 95 % of the variability in IRF.

In table A1.4, we have regrouped the variables for representing the effect of ageing (density and damping) and the effect of morphology (weight and bone area) accordingly to the only parameter that can be controlled: the level of acceleration in the 4-8 Hz frequency range.

The injury risk of fracture (IRF) developed in this research allows for predicting the instantaneous risk of rupture.

Table 4 allowed to defined three classes of risk:

- $0 < \text{IRF} < 30 \%$ No risk;
- $30 < \text{IRF} < 50 \%$ Alarm;
- $\text{IRF} > 50 \%$ High risk;

As expected, the results show that the risk of injury increases with ageing because the osseous density and the damping rate decreases. By considering a healthy person, acceleration amplitudes of 3 m/s^2 applied at the seat exciting the lumbar spine at its natural frequency can produce a risk of damage between 10-12 % for a young driver (25 years) by considering an apparent density of 0.3 g/cm^3 and a damping rate about 30%, while, for the same level of excitation, the Injury Risk Factor increases to levels between 16-19 % for a 45 years old driver (apparent density of 0.24 g/cm^3 , damping rate of 25%) and between 30-36 % when the driver is 65 years old (apparent density of 0.18 g/cm^3 and damping rate of 20%). By considering an IRF of 30%, Table 4 shows that the acceleration recorded at the seat has no significant effect for young and intermediate drivers (25 and 45 years old), but the risk is moderate for old drivers exposed to acceleration amplitudes greater than 3 m/s^2 and becomes high with its weight (95 Kg) if the acceleration is 6 m/s^2 .

In many cases, such as machinery travelling over rough surfaces, dynamic loading should be considered as vibration containing multiple shocks. A method for estimating vibration containing multiple shocks has been produced by ISO 2631-5 [30], which is concerned with the lumbar spine response. The ISO 2631-5 makes it possible to predict the risk of fatigue per endurance. For impact excitation, the ISO 2631-5 standard proposes a procedure for estimating the daily equivalent static compression dose S_{ed} (Mpa).

- If $S_{\text{ed}} < 0.5 \text{ Mpa}$, a 20 years old man working 240 days a year will have a low probability of injury (in green in Table 4);
- If $0.5 < S_{\text{ed}} < 0.8 \text{ (Mpa)}$, a 20 years old man working 240 days a year will have a moderate probability of injury (in orange in Table 4);
- If $S_{\text{ed}} > 0.8 \text{ (Mpa)}$, a 20 years old man working 240 days a year will have a high probability of injury (in red in Table 4).

Table A1.4 Risk of injury according to morphology and ageing ($\sigma_{\text{tot}} = \sigma_{\text{stat}} + \sigma_{\text{dyn}}$)

			Effect of morphology								
			Light weight			Medium weight			Heavy weight		
Effect of ageing	25 years old Density 0.3g/cm ³ damping 30%	Accel. (m/s ²)	1	3	6	1	3	6	1	3	6
		IRF (%)	7	10	14	8	11	15	9	12	16
		σ_{tot} (Mpa)	0.31	0.42	0.58	0.34	0.46	0.63	0.37	0.5	0.7
	45 years old density 0.24g/cm ³ damping 25%	Accel. (m/s ²)	1	3	6	1	3	6	1	3	6
		IRF (%)	12	16	23	13	17.5	25	14	19	27
		σ_{tot} (Mpa)	0.32	0.44	0.62	0.35	0.48	0.70	0.38	0.53	0.75
	65 years old density 0.18g/cm ³ damping 20%	Accel. (m/s ²)	1	3	6	1	3	6	1	3	6
		IRF (%)	21	30	44	23	33	48	25	36	52
		σ_{tot} (Mpa)	0.33	0.48	0.7	0.36	0.53	0.77	0.4	0.57	0.84

We can notice in table A1.4, some differences between the IRF and ISO 2631–5. In fact, the IRF is not only based on the applied stress (as it is in ISO2631-5) but also on the ultimate stress. The difference is due to the fact that IRF takes into account the apparent density of the vertebral cancellous bone and damping rate of intervertebral disks. The variations of these values that are affected by the age are perturbing the ultimate stress of bones. By considering an intermediate sized person (intermediate body weight, intermediate angle posture and intermediate bone structure), an acceleration of about 3 m/s² can produce a total compressive stress ($\sigma_{\text{tot}} = \sigma_{\text{dyn}} + \sigma_{\text{stat}}$) between 0.46 Mpa to 0.53 Mpa.

The risk of fracture for this acceleration level is very about 11% for a 25 years old person, about 17 % for a 45 years old person and 33% for a 65 years old person.

5. Conclusion

The design of experiments method allows for statistically analyzing results having a great variability, such as weight, size, sex, age, etc. for a human body. A finite element model of lumbar spine was developed by using a parametric model because this strategy allows for a very quick simulation of various anatomies (robust, average or frail body-types). The dynamic model that has been developed is aimed at computing the dynamic mechanical stresses of the lumbar spine produced by whole-body vibrations of a person in a seated position in order to evaluate the risk of adverse health effect which could occur for professional drivers by considering the effect of the posture, the damping rate, the body weight, the bone structure and the apparent density. This parametric finite element model was validated by using published results of forces calculated at the L3-L4 and the experimental dynamic stresses estimated at the L5-S1. An Injury Risk Factor (IRF) of damage in vertebral body was developed for any given vibratory amplitude coming from the seat. From 972 computations, an ANOVA analysis revealed that the osseous density (and consequently the ageing) is definitely the most important factor affecting the risk of fracture. The effects of the interactions combining density and damping rate were found more significant than all the other combinations of variables on the injury risk factor. It was found that the risk of adverse health is more significant if the apparent densities is lower than 0.2 g/cm³ and if the damping rate is lower than 20%. These effects are related to the age of drivers and this study confirmed that older drivers present a more significant probability of injury than the younger's one. If an Injury Risk Factor of about 30% is defined as the limit of endurance in order to avoid fatigue problems, the results show that drivers older than 45 years old are susceptible to long term injury and that the weight has a significant effect. The level of acceleration must be controlled to amplitudes less than 2 m/s² if we want to avoid any risk of injury whatever the driver, his weight, bone surface and age.

6. Acknowledgements

The authors gratefully acknowledge the financial support provided by the *Institut de recherche en santé et sécurité du travail* (IRSST-Montréal) and the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) in providing grants to graduate students.

7. References

- [1] Bovenzi, M. and Hulshof, C., 1998. An updated review of epidemiologic studies on the relationship between exposure to whole-body vibration and low back pain. *Journal of Sound and Vibration* 215 (4), pp. 595-612.
- [2] Griffin, M.J, 1990. *Handbook of Human Vibrations*. Academic Press.
- [3] Lings, S., and Leboeuf, C., 2000. Whole-body vibration and low back pain: a systematic, critical review of the epidemiological literature 1992-1999. *International Archives of Occupational and Environmental Health* 73, pp. 290-297.
- [4] Ayari H., Thomas M. et Doré S., 2005. Développement d'un modèle statistique de prédiction de la durée de vie du rachis lombaire, dépendant de la contrainte appliquée, de l'âge et de la densité osseuse, *Publication IRSST Pistes*, 7 (2), pp. 1-14.
- [5] White, A.A., Panjabi, M.M., 1978. *Clinical Biomechanics of the spine*. JB Lippinott, Philadelphia.
- [6] Hayes, W.C., 1986. Bone mechanics: from tissue mechanical properties to an assessment of structural behaviour. In: Schmid-Schonbier, W.W., Woo, S.L.- Y., Zweifach, B.W. (Eds), *Chapiter in Frontiers in Biomechanics*. Springer –Verlag , New York, pp. 196 -209.
- [7] Rockoff, S., Sweet, E., Bleustein, J., 1969. The relative contribution of trabecular and cortical bone in the strength of the human lumbar vertebrae. *Calcified Tissue Res.* 3, 163-175.
- [8] Jager, M., Luttmann, A., 1991. Compressive strength of lumbar spine elements related to age, gender, and other influences. *Electromyographical Kinesiology, Proceedings of the 9th Congress of the International Society of Electromyographical Kinesiology*, 291-294.

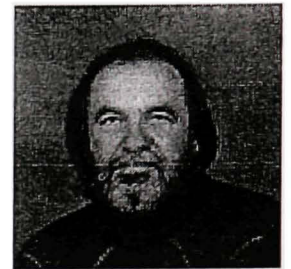
- [9] Kulak, R.F., Belytschko, T.B., Schultz, A.B., Galante, J.O., 1976. Non – linear behaviour of the human intervertebral disc under axial load. *J. Biomech.* 9, pp. 377-386.
- [10] Ayari H., Thomas M. and Doré S., October 2007. A design of experiment for studying the effect of human body parameters on an injury risk of drivers exposed to vibration, *Proceedings of the 37th International conf. on Computers and Industrial Engineering, CIE07, Alexandria, Égypt, edited by M.H.Elwany and A.B. Eltawil*, pp. 620-628.
- [11] Guo L. X., Teo E.C., Lee K.K. and Zhang Q.H., 2005, Vibration characteristics of the human spine under axial cyclic loads: effect of frequency and damping, *Spine*, 30(6), 631–637.
- [12] Seidel H., Bluthner R. and Hinz B., 1998. On the health risk of the lumbar spine due to whole-body vibration. The theoretical approach, experimental data and evaluation of whole-body vibration, Federal institute for occupational safety and health. *Journal of sound and vibration* 215(4), pp. 723-741.
- [13] Thomas M., Lakis A.A. and Sassi S., 2004, Adverse health effects of long-term whole-body random vibration exposure, *Recent Research. Development in Sound and Vibration*, Transworld Research Network, editor Pandalai S.G., Kerala, India, 2, pp. 55-73.
- [14] Coermann, R.R., 1962. The mechanical impedance of the human body in sitting and standing position at low frequencies, *Human Factors*, pp. 227-253.
- [15] Griffin, M.J., 1990. “Handbook of Human Vibration”, Academic Press, London, 333-385.
- [16] Hansson T.M., Keller T. and Jonhson. R., 1987. Mechanical behaviour of human lumbar spine. Fatigue strength during dynamic compressive loading, *J.Ortho. Res.*, 5(4), 479–487.
- [17] Mosekilde, L., and Danielsen, C.C., 1987. Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals, *Bone* 8(2), 79-85.
- [18] R.W. McCalden, J.A. McGeough, and C.M. Court Brown 1997. Age – related changes in the compressive strength of cancellous bone: The relative importance of changes in density and trabecular architecture. *J. Bone Joint Surg.* 79A (3), pp. 421-427.
- [19] Kopperdahl D. L. and Tony M. Keaveny, 1998. Yield strain behavior of trabecular bone, *Journal of Biomechanics*, 31, pp. 601–608.

- [20] Lavaste F., Skalli W. and Robin S.,1992. Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine; *J. Biomechanics* 25 (10), pp. 1153-1164.
- [21] Berry J., Moran J. and Berg W., 1987. A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae. *Spine* 12 (4), pp. 362 -367.
- [22] Dolan P. and Adams M.A., 2001. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for modelling. *Clinical Biomechanics* 16 (1), pp. S8-S16.
- [23] Wayne, Z., and Goel V., 2003. Ability of the finite element models to predict response of human spine to sinusoidal vertical vibration; *Spine*, 28 (17), pp. 1961-1967
- [24] Shirazi-Adl, A., Shrivastava, S.C. and Ahmed, S.A.M. 1984. Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression: a three dimensional nonlinear finite element study. *Spine* 9, pp. 120-134.
- [25] Kasra, M., Shirazi A., and Drouin G., 1992. Dynamics of Human Lumbar Intervertebral Joints, Experimental and finite element investigations. *Spine* 17 (1), pp. 93-102.
- [26] ISO 2631-1, 1997. Mechanical vibration and shock -- Evaluation of human exposure to whole-body vibration -- Part 1: General requirements, Edition 2, 31 pages.
- [27] Brinckmann P., Biggemann M. and Hilweg D. (1988) Fatigue fracture of human lumbar vertebrae. *Clinical Biomechanics*, Suppl.1, 1-23.
- [28] ISO 2631-5, 2001. Mechanical vibration and shock. Evaluation of human exposure to whole-body vibration.

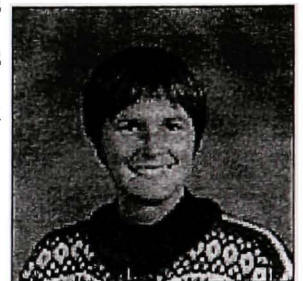
8. BIOGRAPHY

➤ Ayari Houcine is a PhD student at École de technologie supérieure, Montréal. His research project is on the numerical simulation of dynamic behaviour of Lumbar Spine.

➤ Marc Thomas is a professor at Department of mechanical engineering, École de technologie supérieure, Montréal. He is an expert in structures maintenance, vibration and control. Mr Thomas is a member of EREST (Équipe de recherche en sécurité du travail) and mentor of IRSC (Institut de recherche en santé du Canada).



➤ Sylvie Doré, doyenne aux études et professeur à l'ÉTS, outre ses fonctions administratives, est spécialisée dans la recherche sur les prothèses articulaires et l'imagerie médicale. Elle est mentor de l'institut de recherche en santé du Canada. (IRSC).



ANNEXE II

ARTICLE PUBLIÉ DANS CIE 2007

A DESIGN OF EXPERIMENT FOR STUDYING THE EFFECT OF HUMAN BODY PARAMETERS ON AN INJURY RISK OF DRIVERS EXPOSED TO VIBRATION

Ayari H., Thomas M., Doré S.

École de Technologie Supérieure, 1100 Notre-Dame Ouest,
Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

Abstract

The main objective of this research is to present a detailed method to estimate numerically the risk of adverse health effects to which professional drivers are particularly prone. A parametric finite element model of the lumbar rachis has been generated to model the dynamic stresses and the risk of fracture under harmonic excitations. A risk of injury factor (IRF) has been developed. A design of experiment has been conducted by using the IRF as the dependent variable and by considering the posture, the body type, the apparent bone density, the damping rate and the body weight as independent variables. In this study, ageing is represented by a decrease of the apparent density and the damping rate. The finite element model was used for computing the IRF. The design of experiment is based on 648 numerical simulations. The results show that, if a young driver (25 years old) can support a level of acceleration of 2.5 m/s^2 without direct adverse health effect, this threshold level must be reduced to 1.1 m/s^2 after 40 years of exposition to vibration.

Keywords: Adverse health effect, Whole body vibration, Spinal loading, Ageing, Posture, Design of experiment.

Nomenclature

A	acceleration input (m/s^2)
ρ	apparent density (g/cm^3)
M	body weight (kg)
θ	posture angle (degree)
S	cross sectional area (mm^2)
ξ	damping rate (%)
f	frequency (Hz)
σ_{stat}	static stress (Mpa)
σ_{dyn}	dynamic stress (Mpa)
σ_u	ultimate stress (Mpa)
IRF I	njury risk factor (%)

1. Introduction

Long term whole body vibrations (WBV) may produce health hazards for the lumbar spine, especially for the three lower vertebrae (L3-L5) [1, 2]. Several bibliographical reviews published over the past 15 years show a higher occurrence of low back disorders among populations exposed to dynamic loading, such as heavy equipment drivers, than in the general population [3].

The vibratory response of structural components of the lumbar spine and consequently the risk of adverse health effect vary considerably based upon numerous factors [4]. Among the factors influencing the vibratory response are the posture [5], the amount and distribution of the bone mineral content [6, 7], the size of the vertebral bodies bone structure and discs [8], the degree of the disc degeneration [9] and the body weight.

However, few numerical studies establish a relation between the dynamic stresses and the acceleration at the seat. By applying an analytical method, Thomas et al (2004) [10] have studied the long term adverse health effect for drivers exposed to harmonic and random vibrations. However, the models of the lumbar spine were too basic; most of these models are not designed to easily observe the effect of inter-individual variations (posture, bone structure, and body weight). A more sophisticated numerical model is required to refine the results. On the other hand, the experimental study developed by Seidel et al, (1998) [11], allowed for the assessment of a relationship between the forces and the acceleration at the seat by considering posture and the bone structure.

Based on this hypothesis, the paper is aimed at the elucidation of exposure response relationships in order to derive quantitative relations for the assessment of the injury risk of fracture due to WBV. A design of experiments was conducted in order to study the effects of the following parameters: driving posture, body weight, acceleration, bone structure (robust, intermediary or frail), apparent density and damping rate. In this study, ageing is represented by a decrease of the apparent density and the damping rate.

2. Materials and methods

2.1. Mathematical model

The dynamic behaviour of the vertebral bone may depend on several variables. In this study we considered the principal following parameters: posture, body weight, vibratory level, bone structure, damping rate and apparent density of lumbar vertebrae.

If all these variables are assumed to be independent and quantifiable, the dynamic stress as well as the factor risks of fracture, represented by the Injury Risk Factor (IRF) can be expressed as:

$$\sigma_{dyn} = F(A, M, S, \xi, \theta, f) \quad (A2.1)$$

$$IRF = F(A, M, S, \xi, \theta, \rho, f) \quad (A2.2)$$

In this study, a nonlinear model for predicting the adverse health risk has been developed. This model is based on the assumption that the vibratory response of lumbar spine may be represented as a one degree of freedom model (DOF) as suggested by Coermann, 1962 [12] and Griffin, 1990 [13]. These simplified models were derived in order to satisfy mechanical impedance (or apparent mass) data. A Dynamic Response Index (DRI) model was initially defined in order to express the relative severity of vibrations, more particularly to shocks, Griffin, 1990, [13].

2.1.1. Dynamic stress

Using the transmitted force to the lumbar spine modeled as one DOF, the compressive dynamic stress may be determinate. By applying a random signal that excites the natural frequency and by considering the bone structure and the posture angle, the compressive dynamic stress can be expressed in the following form:

$$\sigma_{dyn} = B \frac{\sqrt{1 + (2\xi)^2}}{2\xi} \frac{A * M^*}{S} \cos(\theta) \quad (A2.3)$$

where:

- M is the equivalent mass,
- A the applied acceleration amplitude to the seat,
- S the average cross-section of disc,
- θ the posture angle and
- ξ the damping rate.
- B is a statistical constant.

2.1.2. Damage injury risk factor IRF

By assuming that the risk of adverse health is relative to the ratio of the applied stress to the ultimate stress, a new injury risk factor (IRF) has been developed:

$$IRF = 100 * \frac{(\sigma_{dyn} + \sigma_{stat})}{\sigma_u} \quad (A2.4)$$

σ_{stat} is the compressive static stress as computed by our numerical model and σ_u , estimated from literature as $41.668 \rho^{1.9}$ [14, 15, 16, 17], is the ultimate stress of the vertebrae. The ultimate stress of the spongy bone has been because the cancellous bone represents 90% of the vertebrae volume.

By introducing equation (A2.1) into (A2.2), the following relationship has been developed:

$$IRF(\%) = (B1 + B2 * \frac{\sqrt{1 + (2\xi)^2}}{2\xi} A * M \cos(\theta)) \frac{1}{S * \rho^{1.9}} \quad (A2.5)$$

Where B1 and B2 are Statistical constants.

2.2 Finite element model

A parametric model of the rachis (L1/L5) was developed in order to study the effects of posture (flexed, lordosis and neutral posture), bone structure (intermediate, frail and robust), body weight, degree of degeneration represented by the damping coefficient, acceleration and apparent density on the injury risk factor. The parametric finite element model of the lumbar spine (L1-L5) was generated in a CAD (Pro-Engineer) software application by considering the parametric equations describing the shape of a vertebra and an intervertebral disc as established by Lavaste et al, (1992) [18] and the morphometric dimensions measured on various vertebral bodies by Berry et al, (1987) [19]. Figure A2.1 illustrates the main parameters of lumbar vertebrae.

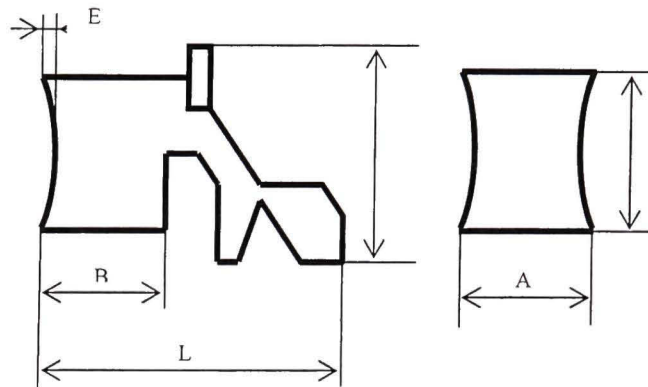


Figure A2.1 Main parameters of lumbar vertebrae.

The main advantage for using a parametric model is the facility with which different human morphologies can be studied. This parametric dynamic model presents the advantage of simulating any condition of seated posture as well as the different geometrical variations. This parametric model allows for studying the effect of the sitting posture (flexed posture $\theta \leq 5^\circ$, lordosis posture $\theta \geq 25^\circ$, and average posture $\theta \approx 15^\circ$), the bone structure and the body mass on the mechanical behaviour of spine exposed to whole body vibration. Figure A2.2 illustrates curves of the lumbar spine.

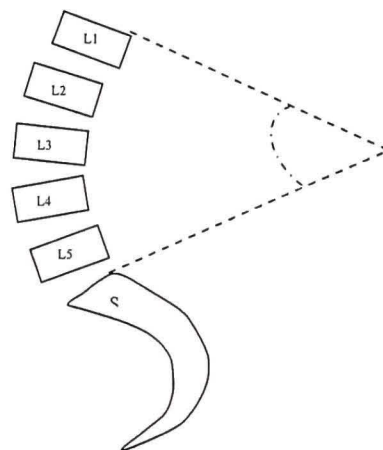


Figure A2.2 Curves of the lumbar spine.

Nine geometrical models of the rachis were generated (3*3) for the design of experiments: three postures (lordosis, flexed and intermediate) and three bone structure (frail, intermediate and robust body). The body type was introduced by variation of the size of vertebral body. Each model of the rachis is composed of 33 bodies (annulus, nucleus, endplate, cortical shell and spongy bone) and 54 contact zone were inserted between the bodies. The contacts were modeled with contact elements (Ansys Target 170 with 8-node, and Conta 174 with 8-node).

The volumes in each model were meshed separately with their meshing parameters. Accordingly with the geometrical complexity of the spine, the finite element mesh has to be fairly fine. The cortical shell, the posterior elements, the cancellous bone and the endplates were meshed by using 3D tetrahedral elements with 10 nodes (Ansys software: Solid 187). This type of element was selected because it allows a good interpolation of external geometry.

The non homogeneous structure of the intervertebral disc was taken into account. The annulus fibrosus was modeled as a composite material. The nucleus pulposus was modeled by using volumic elements with a Poisson coefficient of 0.499.

In vivo, relative motion between posterior elements is assured by articular cartilage. In the model, a very low coefficient of friction has been applied to model the relative motion of cartilaginous structures.

The contact element used for modelling the connection between the posterior elements has been chosen as 'frictionless' type. Springs of low rigidity were added to the contact element model in order to insure continuity. The total number of elements for the whole model is about 36500 and the number of nodes is 83808. The meshing of the total rachis and the contacts of "frictionless" type between apophyses are shown in Figure A2.3.

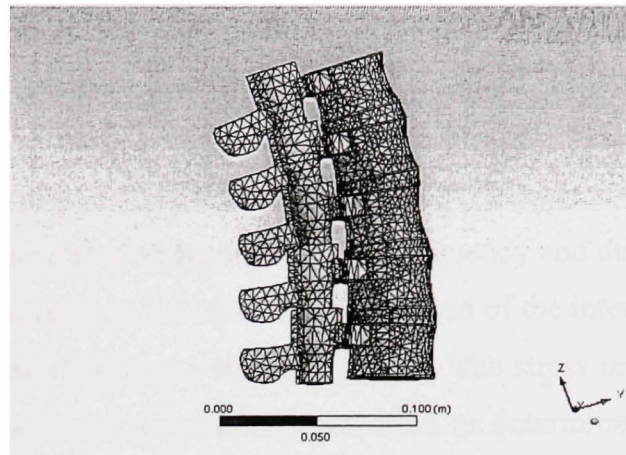


Figure A2.3 FE models of the Lumbar spine.

Once the rachis model is generated, dynamic analyses are carried out on the model through the finite elements Ansys Workbench. The mechanical properties of the various elements (cortical shell, cancellous bone, posterior elements and cartilaginous endplates, intervertebral disc) forming the vertebral body were deduced from literature [18, 21 to 23]. The material properties are given in Table A2.1.

Table A2.1 Material properties

<i>Material</i>	<i>Element type</i>	<i>Elastic Modulus (Mpa)</i>	<i>Poisson's Ratio</i>
Cortical bone	volumic	12000	0.3
posterior elements	volumic	1000	0.25
Cancellous bone	volumic	100	0.2
Cartilaginous end plate	volumic	24	0.4
Annulus fibres	volumic	500	0.45
Annulus matrix	volumic	4.2	0.2
Nucleus	volumic	1.3	0.499

For the dynamic analysis of the lumbar rachis, a distributed mass of about 57% the body weight was applied to the upper face of the rachis [10, 22, 23] to simulate the upper body. The base was subjected to various vertical accelerations ranging from 1 m/s^2 to 4 m/s^2 . These acceleration amplitudes were extracted from the ISO 2631-1 [24] curves that define the limits of exposure in vertical acceleration according to the frequency and duration of exposure. The viscous damping rate depends on the level of degeneration of the intervertebral disc (grade of the disc) and muscle activity (Wayne et al, 2003) [21]. The stress responses were evaluated by considering a viscous damping rate of 10% and 20% as determined from experimentation by Kasra et al, (1992) [23].

2.3. Numerical simulations protocol

In order to study the effects of parameters, appearing in equation (3) on the injury risk factor IRF, a numerical design of experiment was conducted. A full factorial design was selected to allow all two-level interactions between the independent variables to be effectively investigated.

The levels for each factor were extracted from literature:

- The acceleration amplitudes were extracted from the ISO 2631-1 curves [24]. In this study, four levels were considered. Levels of the applied accelerations were 1, 2, 3.13 and 4 m/s^2 .
- Three levels of the vertebral apparent density, ranging from 0.1 g/cm^3 to a maximum value of 0.3 g/cm^3 [14 to 17], and an intermediate value of 0.2 g/cm^3 were considered.
- In sitting posture, three critical levels of posture angle were chosen as determined by Dolan.P and Adams.M.A, 2001 [20]: the flexed posture, the lordosis posture and the intermediate posture.
- Three levels of the cross sectional area (S) were considered. The cross sectional areas (S) at the L3-L4 represent the bone structure (frail, intermediate or robust body). The same parameter (S) was used by Seidel et al, 1998 [11].

- The damping rate depends on the degree of degeneration of the intervertebral disc. Two limit levels of the damping rate were considered [23]. Levels of the damping rate were 10% and 20%.
- Three levels of body weight were chosen (heavy, intermediate and light).

Table A2.2 shows the values taken for each factor. The total number of numerical simulations is 648.

Table A2.2 Independent variables

Variables	Levels			
Acceleration A (m/s ²)	1	2	3.15	4
Apparent density ρ (g/cm ³)	0.1	0.2	0.3	
Body weight M (Kg)	55	75	98	
Posture angle θ°	5	15	25	
Cross sectional area L3-4, S (mm ²)	1200	1500	1800	
Damping rate ξ (%)	10	20		

2.4. ANOVA analysis

Analysis of variance (ANOVA) was applied to investigate the main effects of the independent variables, together with their two-level interaction effects on IRF. The software Statgraphics V5.0 was used to make the statistical analysis and to carry out the variance analysis (method ANOVA). For the Anova analysis, we selected the p-value at 0.01 level (indicate a 99% confidence level at) and the calculated F-ratio for testing the significance of the main effects and two-level interaction effects. The computer ANOVA output and the calculated F ratios with their p-value are shown in Table 3 for each significant effect. The ANOVA table decomposes the variability of IRF into contributions due to various factors (table A2.3).

Table A2.3 Anova analysis

Source	Fisher	P-Value
Main effects		
apparent density : ρ	7720.25	0.0000
Damping rate : ξ	966.03	0.0000
Body weight : M	905.93	0.0000
Acceleration : A	416.92	0.0000
Cross sectional area S	246.49	0.0000
Posture angle : θ	19.86	0.0000
Interactions		
$\xi * \rho$	325.52	0.0000
M* ρ	305.27	0.0000
A * ρ	140.49	0.0000
S* ρ	83.06	0.0000
A* ξ	64.67	0.0000
M* ξ	60.85	0.0000
M*S	25.66	0.0000
A*M	18.86	0.0000
S* ξ	14.15	0.0000
Θ * ξ	11.48	0.0000
Θ * ρ	6.69	0.0000
A*S	5.37	0.0000

The contribution of each factor is measured having removed the effects of all other factors. Since 12 P-values are less than 0.01, these factors have a statistically significant effect on IRF at the 99.0% confidence level.

Only the significant effects are shown and they are classified from the most significant to the lesser one. In this study, we have chosen a Fisher ratio of 60 as a threshold and we will describe the 6 most important interactions on IRF. The analysis showed that the osseous density has an effect definitely higher than all the other factors on the injury risk of fracture.

3. Interaction analysis on IRF

The effects of type 2 interactions implying the density and damping rate are definitely higher than the others on the injury risk factor. Figure A2.4 shows the type 2 interactions between these two variables.

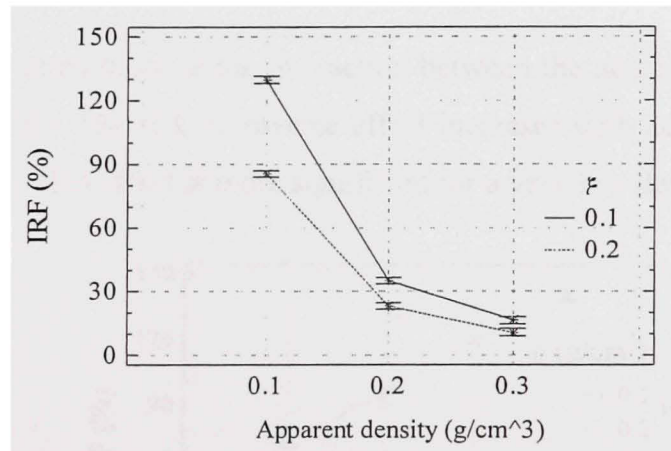


Figure A2.4 Interaction of density and damping on IRF.

It is shown that the risk of adverse health effect decreases with increasing with density and damping but that the effect is more pronounced when damping and density are very low. If the osseous density passes from 0.2 g/cm³ to 0.1 g/cm³, we observed a more significant variation of the risk. The apparent density of 0.2 g/cm³ can be considered as threshold.

The body weight and density is the second significant interaction in importance (Figure A2.5). The risk of adverse health increases with body weight and when density decreases. This effect is critical for the adverse health when density is very low, whatever the mass.

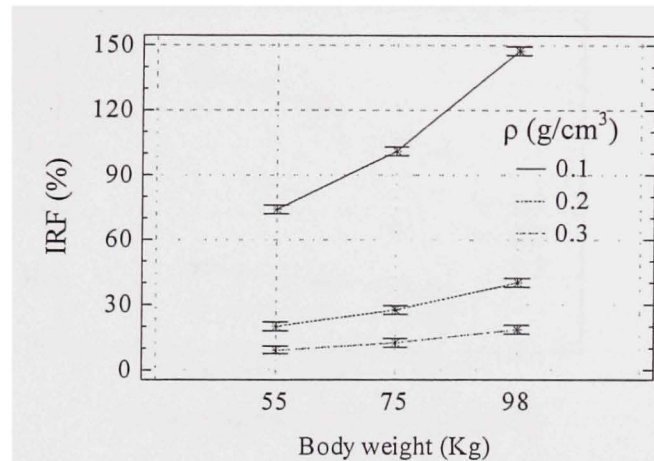


Figure A2.5 Interaction of mass and density on IRF.

The third effect in importance is the interaction between the acceleration amplitude and the density (Figure A2.6). The risk of adverse effect increases with acceleration amplitude and decrease of density. This effect is more significant for a very low density.

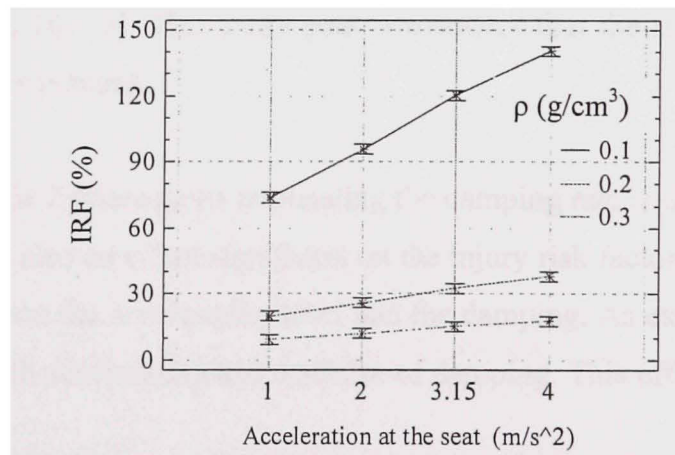


Figure A2.6 Interaction of acceleration and density on IRF.

The fourth interaction in importance in the effect of area (bone structure) and density on IRF (Figure A2.7). The risk of adverse health effect increases with a decrease of the lumbar area and with density. This effect is more significant for a very low density.

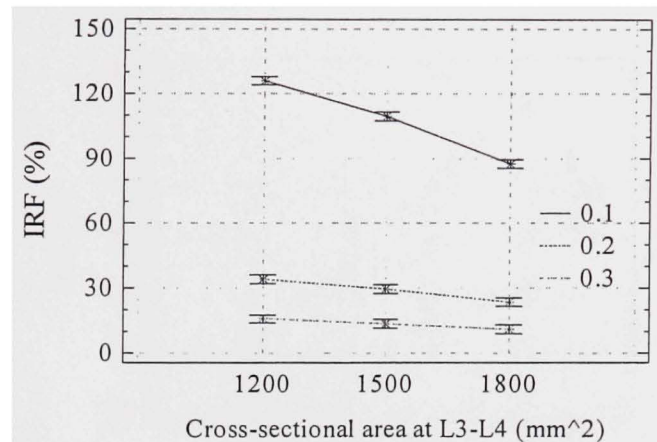


Figure A2.7 Interaction of area and density on IRF.

If we consider a level of IRF of 40 % as critical, it can be concluded from figures A2.5 to A2.7 that a density of 0.2 g/cm³ can be considered as threshold. A lower density is critical for the adverse health, whatever the mass, the lumbar area or the acceleration level. The 0.1 g/cm³, 0.2 g/cm³, 0.3g/cm³ levels of density correspond to persons 65, 45 and 25 years old respectively [14, 15, 16, 17]. This study puts in evidence that the risk of fracture increases significantly for older persons.

The effects of the type 2 interactions implicating the damping rate and acceleration at the seat or body weight have also an effect significant on the injury risk factor. Figure A2.8 describes the interaction between the acceleration level and the damping. As expected, it is shown that the IRF increases with acceleration and decrease of damping. This effect is more pronounced for a low damping.

Figure A2.9 describe the interaction between the body weight and damping on IRF. The risk of adverse health increases with mass and with a decrease of damping. This effect is more pronounced for a very high mass and a very low damping.

If we consider an IRF of 40% as a threshold, this result shows that the acceleration must be maintain to levels lower than 2.5 m/s^2 for a high damping and even lower than 1.1 m/s^2 for a person having a low damping, in order to avoid any risk of exposition.

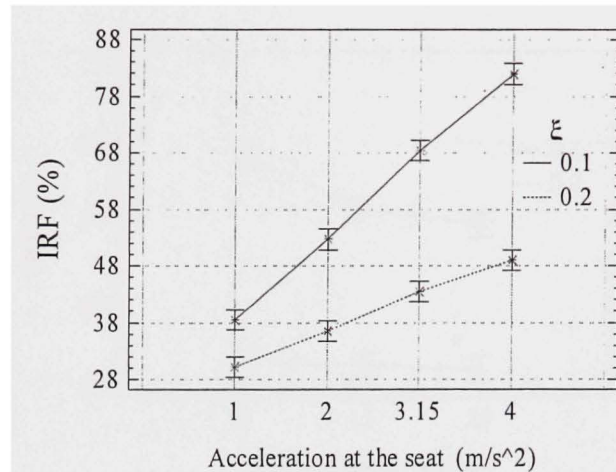


Figure A2.8 Interaction of acceleration and damping on IRF.

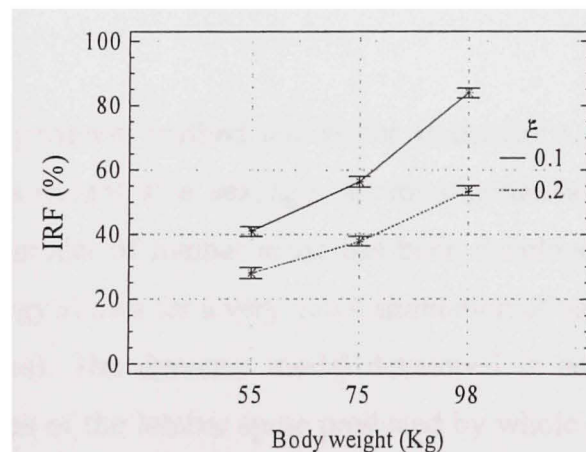


Figure A2.9 Interaction between mass and damping on IRF.

In fact, this research demonstrate that if a young driver (25 years old) can support a level of acceleration of 2 m/s^2 without direct adverse health effect, this threshold level must be reduced to 1 m/s^2 after 40 years of exposition to vibration.

At a lower level of significance, Figure A2.10 demonstrates the effect of posture. For a high damping, posture has no effect on IRF. On the other hand, a 25° posture angle (lordosis

posture) is the best sitting posture when a person presents a low damping. This result agrees well with those determined by other researches [25, 26] for average adults. In fact, Grandjean, 1980 [26] identified a backrest inclusion from vertical adjustable between 20° to 30° . This inclusion permits a lordosis posture.

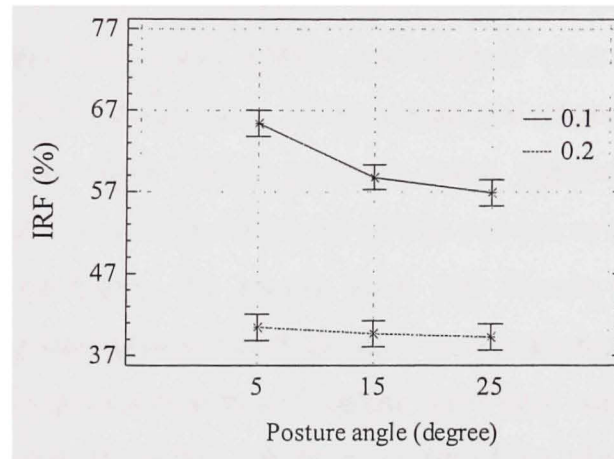


Figure A2.10 Interaction of posture and damping on IRF.

4. Conclusion

The design of experiment method allows for statistically analyzing results having a great variability, such as weight, size, sex, age, etc. for a human body.

A finite element model of lumbar spine has been developed by using a parametric model because this strategy allows for a very quick simulation of various anatomies (robust, average or frail body-types). The dynamic model developed is aimed at computing the dynamic mechanical stresses of the lumbar spine produced by whole-body vibrations of a person in a seated position in order to evaluate the risk of adverse health effect which could occur for professional drivers by considering the effect of the posture, the damping rate, the body weight, the bone structure and the apparent density. This parametric finite element model has been validated by using published results of forces calculated at the L3-L4 and the experimental dynamic stress estimated at the L5-S1. An Injury Risk Factor (IRF) of damage in vertebral body has been developed for any given vibratory amplitude coming from the seat.

From 648 computations, an ANOVA analysis revealed that the osseous density is definitely the most important factor affecting the risk of fracture. The effects of the interactions combining density and damping rate were found definitely higher than all the other combinations of variables on the injury risk factor. The risk of adverse health is more significant if the apparent density is lower than 0.2g/cm^3 (about 0.1g/cm^3) and if the damping rate is lower than 20% (about 10%). These effects are related to the age of drivers and this study confirmed that older drivers present a more significant risk of fracture than the younger. If an Injury Risk Factor of about 40% is defined as the limit of endurance in order to avoid fatigue problems, the results show that drivers older than 45 years old are susceptible to long term adverse health effects. An excitation acceleration of 1.1 m/s^2 applied to the seat and an apparent density of 0.2g/cm^3 have been considered as a threshold limit in order to avoid any risk of fracture, whatever the age of the driver.

In the future, the numerical model will permit the evaluation of the mechanical fatigue of the lumbar spine exposed to the continuous whole-body vibrations and thus the prediction of the lifespan of the vertebrae exposed to low-frequency and low amplitudes dynamic loads during a very long duration.

Acknowledgements

The authors gratefully acknowledge the financial support provided by the Institut de Recherche en Santé et Sécurité du Travail (IRSST-Montréal) and the Natural Sciences and Engineering research council of Canada (NSERC) in providing grants to graduate students.

References

- [1] Bovenzi, M. and Hulshof, C., 1998. An updated review of epidemiologic studies on the relationship between exposure to whole-body vibration and low back pain. *Journal of Sound and Vibration* 215 (4), 595-612.

- [2] Griffin, M.J, 1990. Handbook of Human Vibrations. Academic Press.
- [3] Lings, S., and Leboeuf, C., 2000. Whole-body vibration and low back pain: a systematic, critical review of the epidemiological literature 1992-1999. *International Archives of Occupational and Environmental Health* 73, 290-297.
- [4] Ayari H., Thomas M. et Doré S., 2005. Développement d'un modèle statistique de prédiction de la durée de vie du rachis lombaire, dépendant de la contrainte appliquée, de l'âge et de la densité osseuse, *Publication IRSST Pistes*, 7 (2), 1-14.
- [5] White, A.A., Panjabi, M.M., 1978. *Clinical Biomechanics of the spine* . JB Lippinott, Philadelphia.
- [6] Hayes, W.C., 1986. Bone mechanics: from tissue mechanical properties to an assessment of structural behaviour. In: Schmid-Schonbien, W.W., Woo, S.L.- Y., Zweifach, B.W. (Eds), *Chapiter in Frontiers in Biomechanics*. Springer – Verlag , New York, pp. 196 -209.
- [7] Rockoff, S., Sweet, E., Bleustein, J., 1969. The relative contribution of trabecular and cortical bone in the strength of the human lumbar vertebrae . *Calicified Tissue Res.* 3, pp. 163-175.
- [8] Jager, M., Luttmann, A., 1991. Compressive strength of lumbar spine elements related to age, gender, and other influences. *Electromyographical Kinesiology, Proceedings of the 9th Congress of the International Society of Electromyographical Kinesiology* , pp. 291-294.
- [9] Kulak, R.F., Belytschko, T.B., Schultz, A.B., Galante, J.O., 1976. Non – linear behaviour of the human intervertebral disc under axial load. *J. Biomech.* 9, 377-386.
- [10] Thomas M., Lakis A.A. and Sassi S., 2004, Adverse health effects of long-term whole-body random vibration exposure, *Recent Research. Development in Sound and Vibration*, Transworld Research Network, editor Pandalai S.G., Kerala, India, 2, 55-73.
- [11] Seidel H., Bluthner R. and Hinz B., 1998. On the health risk of the lumbar spine due to whole-body vibration. The theoretical approach, experimental data and evaluation of whole-body vibration, Federal institute for occupational safety and health. *Journal of sound and vibration* 215(4), 723-741.
- [12] Coermann, R.R., 1962,.The mechanical impedance of the human body in sitting and standing position at low frequencies, *Human Factors*, pp.227-253.

- [13] Griffin, M.J., 1990. "Handbook of Human Vibration", Academic Press, London, pp. 333-385.
- [14] Hansson T.M., Keller T. and Jonhson. R., 1987, Mechanical behaviour of human lumbar spine. Fatigue strength during dynamic compressive loading, J.Ortho. Res., vol.5(4), pp.479 – 487.
- [15] Mosekilde, L., and Danielsen, C.C., (1987), Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals, Bone 8(2):79-85.
- [16] Keller TS (1994) Predicting the compressive mechanical behavior of bone. J Biomech 27:1159-1168.
- [17] Kopperdahl D. L. and Tony M. Keaveny, 1998. Yield strain behavior of trabecular bone, Journal of Biomechanics, 31, 601–608.
- [18] Lavaste F., Skalli W. and Robin S.,1992. Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine; J. Biomechanics 25 (10), 1153-1164.
- [19] Berry J., Moran J. and Berg W., 1987. A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae. Spine Volume 12. Number 4, 362 -367.
- [20] Dolan P. and Adams M.A., 2001. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for modelling. Clinical Biomechanics 16 (1), S8-S16.
- [21] Wayne, Z., and Goel V., 2003. Ability of the finite element models to predict response of human spine to sinusoidal vertical vibration; Spine, 28 (17), 1961-1967.
- [22] Shirazi-Adl, A., Shrivastava, S.C. and Ahmed, S.A.M. 1984. Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression: a three dimensional nonlinear finite element study. Spine 9,120-134.
- [23] Kasra, M., Shirazi A., and Drouin G., 1992. Dynamics of Human Lumbar Intervertebral Joints, Experimental and finite element investigations. Spine Vol.17 (1), 93-102.
- [24] ISO 2631-1, 1997. Mechanical vibration and shock -- Evaluation of human exposure to whole-body vibration -- Part 1: General requirements, Edition 2, 31 pages.
- [25] Diffrient, N., Tilley, A.R., and Bardagjy, J.C., Humanscale 1/2/3. Cambridge, MIT Pr, 1974.

- [26] Grandjean, E.: Sitting posture of car drivers from the point of view of ergonomics. In Osborne, D.J., and Levis, J.A. (Eds.): Human Factors in Transport Research, vol.2. London, Academic Pr, 1980b, pp. 205-213.